

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Zvýšení bezpečnosti jízdy automobilu pomocí
automatického sledování řidiče**

**Increase of Car Driving Safety by Driver
Automatic Monitoring**

2014

Bc. Aleš Liberda

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Aleš Liberda**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Zvýšení bezpečnosti jízdy automobilu pomocí automatického sledování řidiče**
Increase of Car Driving Safety by Driver Automatic Monitoring

Zásady pro vypracování:

1. Popis metod měření impedance a impedanční spektrometrie.
2. Technické prostředky k měření bioimpedance.
3. Analogové a digitální možnosti filtrace signálu v automobilu.
4. Návrh algoritmu automatického sledování řidiče.
5. Měření dat na dostupném technické řešení.
6. Analýza dat a statistické zhodnocení výsledků.
7. Závěr a diskuze s ohledem na reálné nasazení systému.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ a Petr TIEFENBACH. *Lékařské diagnostické přístroje-učební texty*. Vyd. 1. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 2004. 333 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování signálů v lékařství*. [CD-ROM] Žilinská univerzita 2005. ISBN 80-8070-341-8.
- [3] BRONZINO, Joseph D., ed. *The Biomedical Engineering Handbook*. 1st Edition. Boca Raton: CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463.
- [4] ADAMEC, Ondřej. *Návrh a realizace biozesilovače s digitalizací a signálovým předzpracováním*. Ostrava, 2008. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita, Fakulta elektrotechnika a informatiky, Katedra měřicí a řídicí techniky.
- [5] WEBSTER, John. G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3rd Edition. Hoboken (USA): Wiley, 1998. 961 s. ISBN 0-471-15368-0.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Michal Prauzek, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny použité literární zdroje a publikace, ze kterých jsem čerpal.



.....
Aleš Liberda

Datum odevzdání diplomové práce: 7. 5. 2014

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu práce panu Ing. Michalu Prauzkovi, Ph.D. za čas strávený konzultacemi, poskytnuté rady a trpělivost při řešení problémů v průběhu vypracovávání této práce. Samozřejmě bych chtěl poděkovat všem nejmenovaným, kteří mě v průběhu této práce ať už přímo nebo nepřímo podporovali.

Abstrakt

Tato práce se zabývá analýzou závislostí mezi bioimpedancí řidiče během jízdy a různými vlivy, které mohou negativně ovlivnit bezpečnost při řízení automobilu, a návrhem algoritmu možného zařízení sledujícího zjištěné veličiny spojené s bioimpedancí řidiče. Data určená k analýze byla naměřena pomocí zkušební desky s integrovaným obvodem AD5933 od firmy Analog Devices, ke které byl vytvořen software v prostředí LabView, a elektrodami umístěnými na volantu vozidla. Měření byla provedena na řidičích různého věku, v různé denní době a v různých stupních provozu. Naměřená data byla analyzována a statisticky zhodnocena a byly určeny veličiny, které na základě měření s určitou pravděpodobností ovlivňují měřenou bioimpedanci řidiče. Ze závěru analýzy byl pak sestaven obecný algoritmus možného zařízení využívajícího monitorování bioimpedance řidiče.

Klíčová slova

bioimpedance, sledování řidiče, AD5933, bezpečnost při řízení automobilu, elektrody na volantu

Abstract

This thesis deals with analysis of dependencies between driver's bioimpedance during driving and various influences that may negatively affect safety during driving, and algorithm design of possible device which monitors observed variables associated with the driver's bioimpedance. Data intended for analysis was measured by using the test board with the integrated circuit AD5933 from Analog Devices, to which was created software in LabView environment, and electrodes mounted on the steering wheel of the vehicle. The measurements were performed on drivers of different ages, at different daytimes and in different traffic levels. The measured data was analyzed and statistically evaluated and were determined variables that on the basis of measurements with a certain probability affect the measured drivers bioimpedance. After the analysis, was compiled a general algorithm of possible device using bioimpedance monitoring of driver.

Key words

bioimpedance, monitoring of driver, AD5933, safety during driving, electrodes mounted on steering wheel

Seznam použitých zkratk a symbolů

EKG	elektrokardiogram (přístroj elektrokardiograf)
EEG	elektroencefalogram (přístroj elektroencefalograf)
EMG	elektromyogram (přístroj elektromyograf)
EOG	elektrookulogram (přístroj elektrookulograf)
MKG	magnetokardiogram (přístroj magnetokardiograf)
MEG	magnetoencefalogram (přístroj magnetoencefalograf)
MMG	magnetomyogram (přístroj magnetomyograf)
MOG	magnetookulogram (přístroj magnetookulograf)
ICW	(z angl. Intra Cellular Water) intracelulární tekutina
ECW	(z angl. Extra Cellular Water) extracelulární tekutina
TBW	(z angl. Total Body Water) celková tělní tekutina
FFM	(z angl. Fat Free Mass) netuková tkáň
BIS	(z angl. Bioimpedance Spektrometry) bioimpedanční spektrometrie
ADC	(z angl. Analog to Digital Converter) analogově digitální převodník
DAC	(z angl. Digital to Analog Converter) digitálně analogový převodník
LPF	(z angl. Low Pass Filter) filtr dolní propust
GPD	(z angl. Gain Phase Detector) detektor zesílení a rozdílu fáze
DFT	(z angl. Digital Fourier Transform) digitální Fourierova transformace
DDS	(z angl. Direct Digital Synthesizer) přímý digitální syntetizér
I ² C	(z angl. Inter Integrated Circuit) multimasterová sériová sběrnice
SDA	(z angl. Serial Data) data sériové sběrnice
SCL	(z angl. Serial Clock) hodinový signál sériové sběrnice
EMC	(z angl. Electro Magnetic Compatibility) elektromagnetická kompatibilita
EMI	(z angl. Electro Magnetic Interference) elektromagnetická interference
EMS	(z angl. Electro Magnetic Susceptibility) elektromagnetická susceptibilita
FIR	(z angl. Finite Impulse Response) digitální filtr s konečnou impulsovou odezvou
IIR	(z angl. Infinite Impulse Response) digitální filtr s nekonečnou impulsovou odezvou
USB	(z angl. Universal Serial Bus) univerzální sériová sběrnice
MCU	(z angl. Micro Control Unit) mikrokontrolér
DLL	(z angl. Dynamic Link Library) dynamicky linkovaná knihovna
PID	(z angl. Product Identification) identifikátor produktu
VID	(z angl. Vendor Identification) identifikátor prodejce
MSB	(z angl. Most Significant Bit) bit s nejvyšší vahou
LSB	(z angl. Least Significant Bit) bit s nejnižší vahou
GUI	(z angl. Graphical User Interface) grafické uživatelské rozhraní

Obsah

1	Úvod	1
2	Teoretický rozbor problematiky	2
2.1	Biologické signály	2
2.1.1	<i>Druhy biologických signálů</i>	2
2.1.2	<i>Bioimpedanční signál</i>	2
2.2	Bioimpedance	3
2.2.1	<i>Elektrické vlastnosti tkání</i>	3
2.2.2	<i>Disperzní okna</i>	4
2.2.3	<i>Impedance lidského těla</i>	5
2.3	Metody měření bioimpedance	6
2.3.1	<i>Stimulace měřené tkáně</i>	6
2.3.2	<i>Zapojení elektrod</i>	7
2.3.3	<i>Metody měření bioimpedanční analýzy</i>	9
2.4	Technické prostředky k měření bioimpedance	12
2.4.1	<i>Měřicí můstky</i>	12
2.4.2	<i>Kvadrurní demodulace</i>	13
2.4.3	<i>Detekce poměru zesílení a rozdílu fáze</i>	13
2.4.4	<i>Impedanční převodník - obvod AD5933</i>	14
2.5	Digitální a analogové možnosti filtrace v automobilu	15
2.5.1	<i>Elektromagnetická kompatibilita</i>	16
2.5.2	<i>Zdroje rušení a možnosti odrušení vozidla</i>	16
2.5.3	<i>Možnosti filtrace zařízení používaného v automobilu</i>	19
2.6	Základní motivace vycházející z teoretického rozboru	19
3	Návrh a realizace měřícího řetězce a metodiky měření	20
3.1	Návrh měřícího řetězce	20
3.1.1	<i>Umístění měřícího řetězce</i>	20
3.1.2	<i>Měřený objekt</i>	20
3.2	Realizace měřícího řetězce	21
3.2.1	<i>Elektrody a vedení</i>	21

3.2.2	<i>Zařízení pro měření bioimpedance</i>	21
3.2.3	<i>Konečná realizace hardwaru měřicího řetězce</i>	22
3.3	Realizace softwaru k měřicí desce s AD5933	23
3.3.1	<i>Implementace funkcí DLL knihovny</i>	23
3.3.2	<i>Implementace funkcí pro komunikaci s deskou</i>	26
3.3.3	<i>Implementace funkcí komunikace s AD5933</i>	27
3.3.4	<i>Implementace funkcí kalibračního faktoru zesílení</i>	30
3.3.5	<i>Implementace funkcí pro měření impedance</i>	31
3.3.6	<i>Algoritmus vytvořeného softwaru</i>	31
3.3.7	<i>Grafické uživatelské rozhraní softwaru</i>	32
3.4	Metodika měření	34
4	Analýza dat a statistické zhodnocení výsledků	35
4.1	Explorační analýza impedančních dat	36
4.1.1	<i>Grafy explorační analýzy</i>	37
4.2	Statistické vyhodnocení	39
4.2.1	<i>Vliv věku na impedanci řidiče</i>	40
4.2.2	<i>Vliv denní doby na impedanci řidiče</i>	42
4.2.3	<i>Vliv stupně provozu na impedanci řidiče</i>	44
4.2.4	<i>Společný vliv provozu a denní doby na impedanci</i>	46
4.2.5	<i>Dvouvýběrové a vícevýběrové testy shody</i>	48
4.2.6	<i>Další získaná statistická data</i>	49
4.3	Shrnutí výsledků statistické analýzy	50
5	Návrh algoritmu automatického sledování řidiče	51
5.1	Návrh technické realizace	53
6	Závěr	55
7	Použité zdroje	56
8	Seznam příloh	58

1 Úvod

V dnešní technologii zaplavené době se stále častěji setkáváme se systémy monitorujícími mnoho různých veličin z našeho okolního prostředí nebo z nás samotných. Mnoho těchto systémů je zaměřeno na identifikaci různých jevů a jejich záznam a indikaci, přičemž pokud se jedná o jevy negativně ovlivňující sledovaný objekt, pak je hlavním důvodem monitorování zvýšení bezpečnosti, tedy omezení délky vlivu těchto jevů.

Konkrétně automobilový průmysl zaznamenal v poslední době obrovský nárůst počtu těchto systémů, které mají zvýšit bezpečnost a zjednodušit jízdu motorovým vozidlem. Aby mohly takovéto systémy monitorování vzniknout, musí být jednoznačně určeny závislosti mezi měřeným objektem nebo stavem měřeného objektu a jevy, které mají být systémem identifikovány, přičemž tato první fáze vývoje může být tou nejkomplikovanější, a to zejména pokud je měřený objekt biologického charakteru.

Následující kapitoly tohoto textu jsou právě zaměřeny na první fázi vývoje takovéhoho monitorovacího systému, a to systému monitorujícího bioimpedanci řidiče v průběhu jízdy automobilem s možností odhalení a indikací možných náhlých patologických stavů. Teoretická část této práce se zabývá zejména aktuálními možnostmi měření bioimpedance, identifikací bioimpedance jako signálu a v neposlední řadě technologickými možnostmi v místě monitorování, tedy v interiéru automobilu. Na základě určených požadavků pro případné zařízení a možností nastíněných v teoretické části je v další kapitole navržen a sestaven měřicí řetězec k realizaci samotného měření, včetně návrhu a realizace softwaru k použitému hardwarovému vybavení. Data, získaná měřením, jsou pak v následující kapitole analyzována a z této analýzy je v poslední části této práce vytvořen návrh algoritmu případného systému monitorujícího bioimpedanci řidiče v průběhu jízdy.

2 Teoretický rozbor problematiky

Tato část práce se zabývá teoretickým rozбором již zmíněné problematiky (viz Úvod), tedy teorií signálů (resp. biosignálů), metodami a technickými prostředky měření impedance a vlivy vnějšího prostředí (resp. možnostmi jejich odstranění - filtrace) na měřicí řetězec a získaný signál. Obsah této kapitoly je tedy zohledněn v následujících částech této práce, kterými jsou především návrh a realizace měřicího řetězce nebo analýza dat a statistické zhodnocení výsledků.

2.1 Biologické signály

Obecně je signál definován jako prostředek nesoucí nějakou informaci. Nejčastěji se jedná o nejrůznější fyzikální veličiny. Biologický signál je tedy speciální druh signálu, který má svůj původ v živém organismu a musí být stochastický. Biologický signál může být vyvolán samotnými životními projevy organismu (nativní) nebo je vyvolán fyzikálním působením na organismus z vnějšku (evokovaný). Právě podle toho jaký mají biologické signály charakter (fyzikální podstata) a jak vznikly, se dělí do několika skupin.

[1] [2]

2.1.1 Druhy biologických signálů

Jak je výše zmíněno, biologické signály mají různý charakter (tedy mohou mít různou fyzikální podstatu) a podle toho jsou také děleny. Níže jsou uvedeny základní druhy biologických signálů a jejich nejtypičtější představitelé:

- Bioelektrický signál (EKG, EEG, EMG, EOG, atd.)
- Bioimpedanční signál (stav a charakter tkáně)
- Biomagnetický (měření magnetických polí orgánů – MKG, MEG, MMG, MOG)
- Biomechanický (krevní tlak, srdeční výdej, dechová frekvence, objemy tkání)
- Bioakustický (srdeční ozvy)
- Biochemický (koncentrace O_2 , CO_2 v krvi nebo dechu, pH)
- Ostatní biosignály (tělesná teplota)

[1]

2.1.2 Bioimpedanční signál

Tento druh biosignálu není spontánním projevem organismu. Generujeme ho například tak, že na vhodném místě indukujeme do tkáně střídavý proud o frekvenci desítek kHz a na jiném místě na povrchu těla pacienta snímáme pomocí elektrod bioimpedanční signál, tedy napětí, které vzniká průchodem indukovaného proudu tkání. Jeho velikost závisí na impedanci tkáně, která je dána různými jejími vlastnostmi (druhem tkáně, objemem, prokrvením apod.).

Bioimpedanční signál je tedy závislý na mnoha různých faktorech, z nichž některé jsou stále předmětem studií nebo nejsou dokonce vůbec odhaleny. Z tohoto důvodu je velmi obtížné pomocí něj měřit některý z jeho parametrů izolovaně bez závislosti ostatních.

[1] [3]

2.2 Bioimpedance

Pojmy bioimpedance, bioelektrina a elektrické vlastnosti živých tkání jsou úzce spojeny. Bioimpedance v sobě zahrnuje pasivní vlastnosti tkání a to především vlastnost tkáně bránit průchodu elektrického proudu. Tkáně díky svým vlastnostem mají schopnost vytvářet bioelektrinu (např. srdeční tkáň vytvářející vzruchy), kterou můžeme měřit např. ve formě bioelektrických signálů (endogenická elektrina). Opačným případem je, pokud elektrickou energii do tkání dodáváme z vnějšku (exogenní elektrina), čímž můžeme tkáně ovládat, měřit nebo ovlivňovat jejich vlastnosti. Pomocí tohoto druhu elektrické energie tedy můžeme také měřit impedanci dané tkáně.

Vzhledem k tomu, že měření impedance je především kontaktní metoda měření, pak využívá k měření elektrody s galvanickou vazbou na tkáně. Na přechodu elektroda-tkáň vzniká pólčlankový potenciál, díky kterému dochází k přenosu náboje z tkáně, kde je náboj veden pomocí iontů (vodič 2. druhu), do elektrody, kde je proud veden volnými elektrony (vodič 1. druhu). Z elektrického hlediska může tkáň nabývat dvou charakterů, a to charakteru objemového vodiče, nebo charakteru dielektrika. Ve frekvenčním rozsahu do 100 kHz je většina tkání hlavně elektrolytickými objemovými vodiči.

Obecně je impedance poměr napětí a proudu a projevuje se jak stejnosměrnou, tak střídavou složkou. Stejnosměrná složka je tvořena elektrickým odporem a střídavá složka reaktancí, dohromady pak dávají komplexní impedanci. Převrácenou hodnotou impedance je pak admitance, vyjadřující vodivost elektrického proudu. Společným termínem vyjadřujícím jak impedanci, tak admitanci je imitance. U živých tkání pak tyto názvy měníme do podoby bioimpedance, bioadmitance nebo bioimitance.

Dielektrikum je látka (obvykle izolant), která má schopnost polarizace („uchování elektrické energie“). Elektrolyt je látka, která je schopna vést elektrický proud, a to díky volným nosičům náboje, v tkáních jsou to ionty.

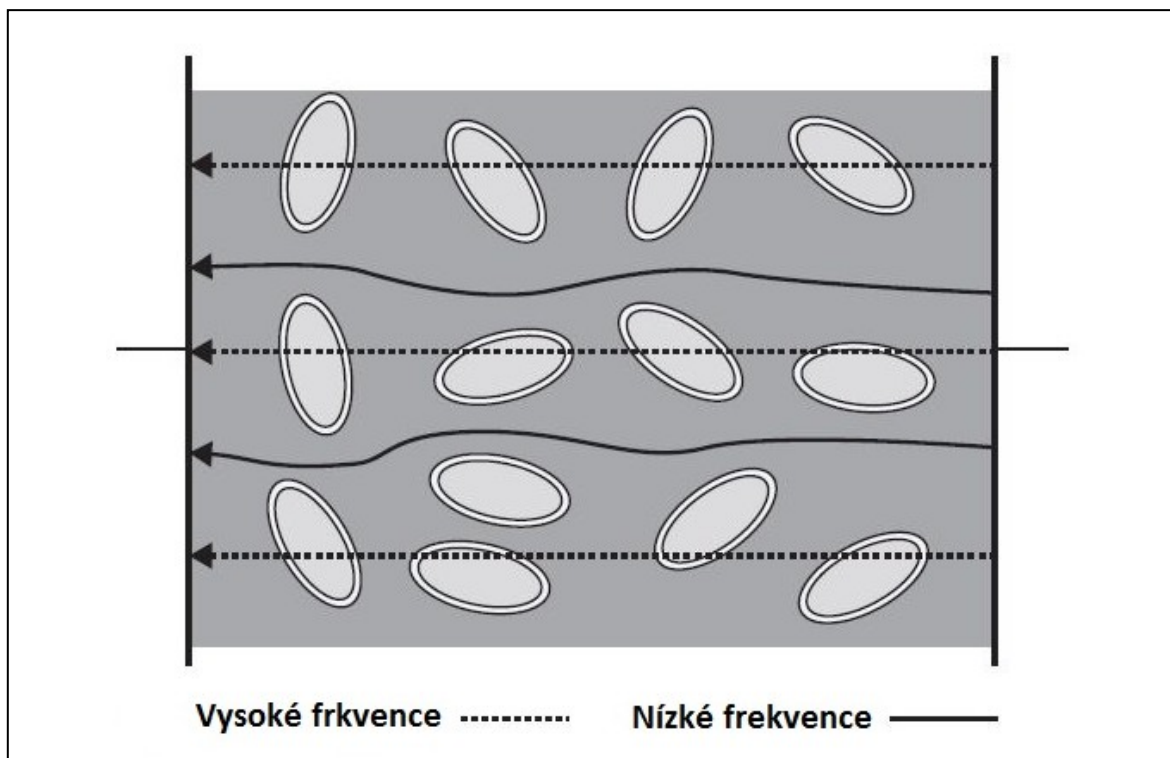
[5]

2.2.1 Elektrické vlastnosti tkání

Tkáně jsou tvořeny soubory buněk, které mají obvykle stejné vlastnosti a funkci. Buňky jsou pak tvořeny zjednodušeně intracelulární tekutinou, jež je obklopena ohraničující membránou, a jednotlivé buňky jsou pak rozprostřeny v extracelulární tekutině. Obě zmíněné tekutiny obsahují hodně proteinů a elektrolytů, tedy i iontů, a jsou proto dobrými elektrolytickými vodiči. Naproti tomu buněčná membrána tvoří dielektrikum (izolant) mezi oběma elektrolyty, čímž vzniká jednoduchý kondenzátor. Tkáň (soubor buněk) lze tedy elektricky srovnat s paralelní nebo sériovou kombinací odporů intracelulární a extracelulární tekutiny a kapacitou buněčné membrány.

Biochemickou a strukturální architekturou tkání jsou dány právě již zmíněné pasivní elektrické vlastnosti tkání, a to konduktivita σ a permitivita ϵ . Konduktivita odpovídá pohybu volných nosičů nábojů (ionty) a permitivita za pohyb vázaných nábojů v dielektriku v důsledku aplikovaného elektrického pole. Tyto dvě elektrické vlastnosti nejsou přímo měřitelné, ale svými hodnotami dle chemického a morfologického složení tkání ovlivňují hodnotu impedance (resp. imitance) dané tkáně.

Při nulové nebo nízké frekvenci je impedance membrány velká (membrána se chová jako izolant) a většina elektrického proudu protéká přes extracelulární tekutinu, jen malá část teče skrze buňky, proto je celková impedance reprezentována především odporem extracelulární tekutiny. Při vysokých frekvencích se kapacitní složka membrány snižuje a proud protéká více i přes intracelulární tekutinu. Výsledná impedance je pak tvořena paralelní kombinací odporu extracelulární a intracelulární tekutiny (viz **Obr. 1**).



Obr. 1: Schematický postup elektrického proudu tkání podle frekvence. [5]

2.2.2 Disperzní okna

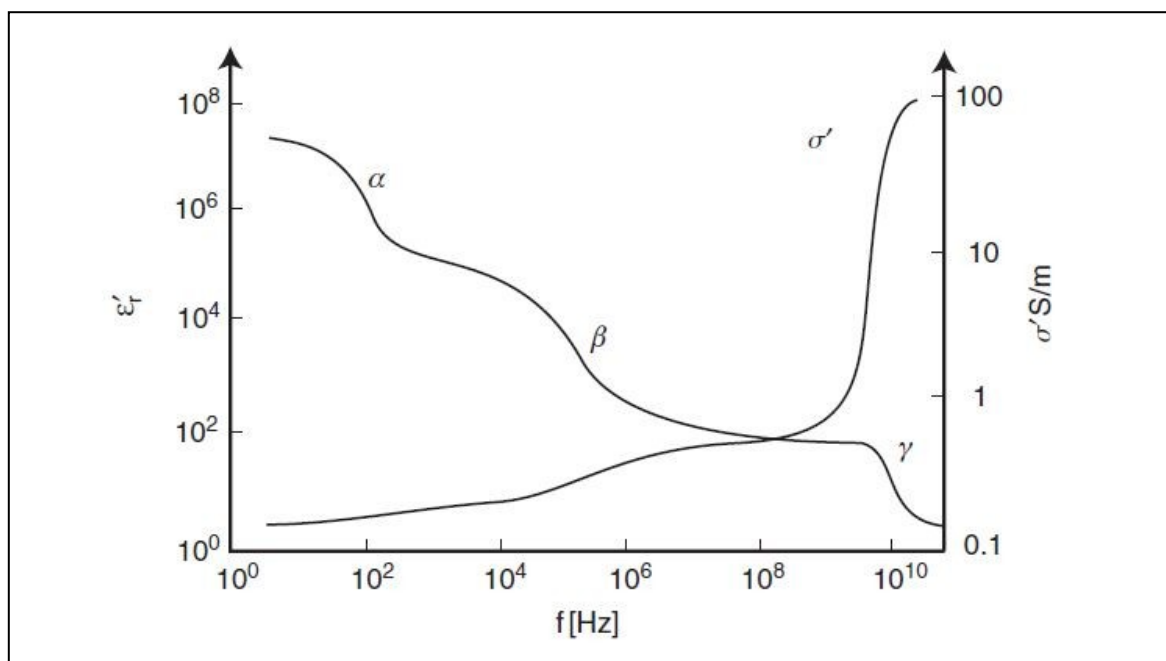
Tkáně jsou tzv. disperzním dielektrikem, což znamená, že jejich konduktivita σ (schopnost materiálu vést elektrický proud) a permitivita ε (schopnost materiálu umožnit ukládání elektrické energie) nebo permeabilita (schopnost materiálu ovlivňovat magnetické pole) jsou závislé na frekvenci (viz **Obr. 2**).

Při nízkých frekvencích (mHz - kHz) je vodivost tkáně dána především vodivostí extracelulární tekutiny. Konduktivita tedy závisí na obsahu extracelulárních elektrolytů v tkáni a na jejich složení. Tkáně vykazují jev, který se nazývá disperze alfa. Dochází k polarizaci velkých struktur, vázaných na buněčné membrány. V důsledku toho může poklesnout relativní permitivita i o několik řádů. Konduktivita tkáně se však příliš nemění.

V radiofrekvenčním rozsahu dochází v oblasti 10 kHz až 100MHz k další disperzi, označované beta. Projevuje se polarizací celých membrán, obklopených elektrolyty s obsahem volných iontů. Výsledkem je nárůst impedance jednotlivých buněk, který způsobuje další pokles permitivity.

V pásmu od ultravysokých frekvencí (kolem 10 GHz) vykazuje tkáň disperzi gama, způsobenou rotační relaxací vody v ní obsažené. Při takové relaxaci snižují molekuly vody svoji rotační energii. Jedná se o jev podobného charakteru, jako je jaderná magnetická rezonance. Kromě nejvýraznějších disperzí alfa, beta a gama dochází v tkáních k dalším disperzím, které se s nimi i vzájemně frekvenčně překrývají.

[5] [1] [3]



Obr. 2: Idealizovaná disperze permitivity a konduktivity dielektrika v závislosti na frekvenci procházejícího elektrického proudu. [5]

2.2.3 Impedance lidského těla

S přihlédnutím k vlastnostem tkáně, na které jsou obvykle při měření impedance přiloženy elektrody, tedy kůže, se odvíjí měřená impedance právě podle této svrchní ochranné vrstvy těla. Pokud vrstvu kůže překonáme a tedy zanedbáme její jinak vysokou impedanci, pak můžeme zjednodušeně předpokládat, že tkáň mimo kůži má čistě odporový charakter.

Odpor R tělesného segmentu je pak určena průměrnou rezistivitou ρ , průměrnou délkou L a průměrným průřezem vodivého prostředí A podle vztahu:

$$R = \rho \cdot \frac{L}{A} \quad (2.1)$$

Podle vztahu 2.1 je viditelné, že odpor tkáně je v oblastech končetin, kde je nejmenší průřez, největší z celého těla. Naopak v oblasti hrudníku nebo trupu jsou odporové poměry poměrně nižší. Takovýto model je však poměrně zjednodušený vzhledem ke komplikovanosti složení tkání a možnosti působení dalších vlivů.

[5] [10]

2.3 Metody měření bioimpedance

Jak již bylo zmíněno výše, impedance je komplexní veličinou, která popisuje zdánlivý odpor a fázový posuv napětí proti proudu při průchodu harmonického střídavého proudu dané frekvence daným prvkem (tkání). Impedance se značí Z a může být vyjádřena matematicky v komplexním tvaru v kartézských souřadnicích, tvořená dvěma složkami: rezistencí a reaktancí. Rezistence R je reálná část impedance a vyjadřuje schopnost prvku (tkáně) zmenšit či zastavit tok elektrického proudu. Reaktance X je imaginární částí impedance a určuje schopnost prvku zpomalit proud, v důsledku čehož dochází k fázovému posunu protékajícího proudu vůči napětí.

$$Z = R + jX \quad (2.2)$$

Impedance se dá také vyjádřit v polárních souřadnicích pomocí modulu $|Z|$ a fáze θ .

$$Z = |Z|e^{j\theta} \quad (2.3)$$

kde modul Z a fázi θ vypočteme:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad \theta = \arctan \frac{X}{R} \quad (2.4)$$

Rezistence a reaktance se pak dají v komplexní rovině vyjádřit jako:

$$R = |Z| \cos \theta \quad X = |Z| \sin \theta \quad (2.5)$$

Elektrická bioimpedance vyjadřuje schopnost biologické tkáně vytvořit odpor pro protékající elektrický proud. V lineárních systémech se elektrická impedance řídí Ohmovým zákonem:

$$Z = \frac{U}{I} \quad (2.6)$$

Z důvodu praktických omezení a výskytu několikanásobné disperze se předchází použití stejnosměrného proudu (respektive velmi nízkých frekvencí blízkých se 0 Hz) nebo střídavého proudu o velmi vysoké frekvenci.

[5] [10]

2.3.1 Stimulace měřené tkáně

Jak bylo již zmíněno v části teoretického rozboru výše, impedance tkáně se bez dodání elektrické energie z vnějšku měřitelně neprojevuje, proto je nutné do měřeného objektu, jehož impedanci chceme měřit dodat elektrickou energii, dodat energii, a to buď ve formě elektrického proudu, nebo elektrického napětí. Tedy tkáň v podstatě budíme buď proudovým, nebo napěťovým zdrojem. Při použití napěťového zdroje se docílí vyšší přesnosti a vyšší výstupní impedance, než při použití proudového zdroje, kde je pro dosažení vysoké výstupní impedance nutné použít další obvody. Používají se obvody pro měření aplikovaného proudu a zpětná vazba, pomocí které lze řídit proud aplikovaný na zkoumanou tkáň. Pokud se pro buzení používá napěťový zdroj, je nutné znát hodnotu aplikovaného napětí a výsledný proud. V případě napěťového zdroje musí být vnitřní

odpor zdroje ideálně nulový a opačně u proudového musí být ideálně nekonečný, což souvisí s konstantním dodávaným napětím nebo proudem nezávisle na zátěži zdroje. U proudového zdroje je tato nezávislost na zátěži obvykle na velmi malém intervalu, což je jeho hlavní nevýhoda.

Nevýhody použití proudového zdroje může řešit Howlandův zdroj proudu, jehož výstupní impedance je vysoká. Výhodou tohoto zdroje proudu je i to, že množství aplikovaného proudu se téměř nemění v závislosti na změně měřené impedance.

[10] [8] [7] [6] [5]

2.3.2 Zapojení elektrod

Z kapitoly stimulace měřené tkáně je již zřejmé, že k zjištění impedance tkáně je nutno tuto tkáň budit aplikací proudu nebo napětí. Takovýto budicí signál je pak tkání přijat a reaguje na ni odezvou, nejčastěji ve formě modulace budicího signálu. Díky této odezvě na budicí signál můžeme podle difference od budicího signálu určit impedanční poměry měřené tkáně. Budicí signál, ať už ve formě napěťového signálu nebo proudového signálu, je na tkáň aplikován pomocí elektrod, stejným způsobem je také snímána odezva tkáně.

Podle zapojení elektrod existuje několik variant pro měření impedance, avšak mezi nejpoužívanější patří zejména případy, kdy používáme dvě elektrody (bipolární), jimiž budíme měřenou tkáň a zároveň je používáme ke snímání odezvy tkáně, nebo kdy používáme čtyři elektrody (tetrapolární), čímž proces buzení tkáně a snímání odezvy tkáně rozdělíme mezi dvojice elektrod.

Bipolární zapojení elektrod

Jak již bylo obecně zmíněno výše, v tomto zapojení se používá dvojice elektrod jak pro buzení měřené tkáně budícím signálem, tak pro snímání odezvy tkáně na budicí signál. Výhodou tohoto zapojení je fakt, že je jednodušší a tedy i méně nákladnější. Nevýhodou však je, že na přechodu elektroda - elektrolyt (tkáň) vzniká další impedance, jež je v konečném důsledku součástí konečné změřené impedance. Vzhledem k tomu, že používáme dvě elektrody, pak je konečná naměřená impedance rovna sumě impedanci tkáně a dvou impedancí elektrod. Z Ohmova zákona tedy platí:

$$Z_{\text{naměřená}} = \frac{U_{\text{měřené}}}{I} = Z_{\text{elektrody 1}} + Z_{\text{elektrody 2}} + Z_{\text{tkáň}} \quad (2.7)$$

Tetrapolární zapojení elektrod

V případě tetrapolárního zapojení elektrod jsou funkce buzení tkáně a snímání odezvy na budicí signál rozděleny dvojicím elektrod, tedy dvěma elektrodami tkáň budíme budícím (napěťovým nebo proudovým) signálem a dalšími dvěma elektrodami v oblasti měření snímáme odezvu tkáně na budicí signál. Toto zapojení je složitější a tedy i nákladnější než bipolární, ale výhodou je, že potlačuje vliv impedance elektrod na měřenou impedanci tkáně.

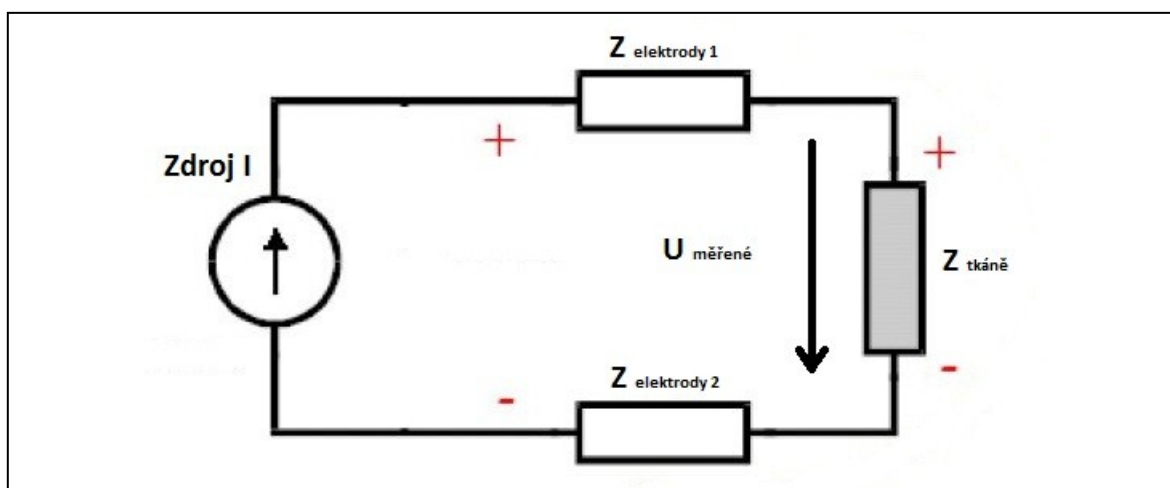
Podmínkou pro zdroj budicího signálu je ideálně nekonečná výstupní impedance, čímž je stabilizován výstupní budicí signál vůči různým změnám zatížení zdroje, a ideálně nekonečný vstupní odpor diferenčního zesilovače, na jehož vstupy jsou připojeny snímací elektrody,

kdy v tomto případě není přijatý signál odezvy pohlcován vstupy diferenčního zesilovače, a tedy není zkreslován výsledek.

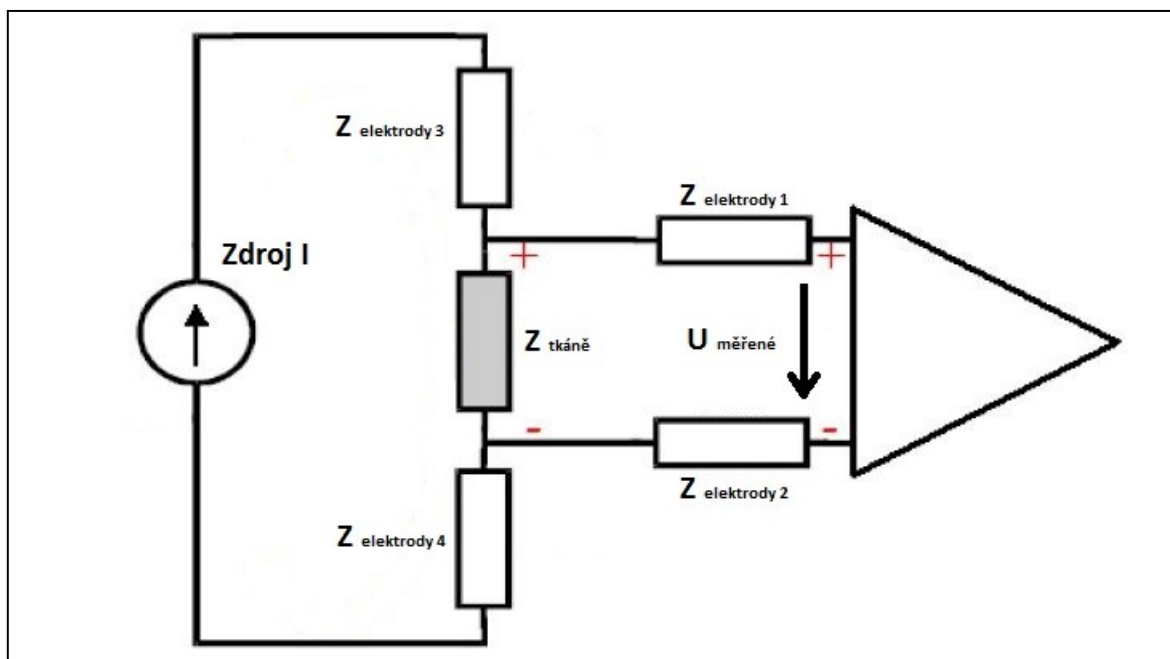
Z hlediska přesnosti je výhodnější právě tetrapolární zapojení a výsledná měřená impedance tkáně je pak určena z Ohmova zákona dle vztahu:

$$Z_{\text{naměřená}} = \frac{U_{\text{měřené}}}{I} = Z_{\text{tkáně}} \quad (2.8)$$

[10] [8] [7] [6] [5]



Obr. 3: Schematické znázornění bipolárního zapojení s proudovým zdrojem. [6]



Obr. 4: Schematické znázornění tetrapolárního zapojení s proudovým zdrojem. [6]

2.3.3 Metody měření bioimpedanční analýzy

Jak již bylo zmíněno v kapitolách výše, bioimpedance je závislá na mnoha různých parametrech ať už samotných tkání nebo parametrech ovlivňujících vlastnosti tkání, z čehož vyplývá poměrně široké spektrum aplikací v lékařství a v dalších oborech. V dnešní době nejčastější aplikací, ve které se využívá měření bioimpedance, je zjišťování tělesného složení, především poměru tuku k ostatní tkáni v těle. Dalšími aplikacemi jsou například impedanční kardiografie, impedanční pneumografie, impedanční tomografie, impedanční pletysmografie a další.

Bioimpedanční analýza používaná k zjištění tělesného složení je rozdělena do několika kategorií, podle počtu resp. rozsahu frekvencí budícího signálu, podle místa a rozsahu měření nebo dle způsobu stanovení složení lidského těla. Nejdůležitějšími metodami bioimpedanční analýzy jsou jednofrekvenční bioimpedanční analýza, multifrekvenční bioimpedanční analýza, bioimpedanční spektrometrie a bioimpedanční vektorová analýza.

Bioimpedanční analýzou jsme schopni získat data o obsahu intracelulární tekutiny v těle ICW (z angl. Intra Cellular Water), obsahu extracelulární tekutiny ECW (z angl. Extra Cellular Water) a o celkovém obsahu tělesných tekutin TBW (z angl. Total Body Water), jež je dán součtem ICW a ECW. Tyto parametry jsou dobrým ukazatelem zdravotního stavu organismu, obsahu tuku a svalové hmoty v těle.

[10] [8] [6]

Jednofrekvenční bioimpedanční analýza

Metoda vychází z aplikace budícího elektrického signálu o jedné dané frekvenci na měřenou tkáň. Obvyklou hodnotou frekvence budícího signálu byly desítky kHz, například 50 kHz. Dalším specifikem je rozmístění elektrod při měření, kdy nejčastějším rozmístěním je na ruce a na kotníku, avšak další používaná rozmístění je ruka-ruka nebo noha-noha, kdy při tetrapolární měření je v prvním bodě je vždy jedna stimulační elektroda a jedna měřicí elektroda, stejně je to i v druhém bodě.

Výsledkem měření při této metodě není obsah TBW, ale vážený průměr rezistivity ECW a ICW. Data jsou pak dosazena do empiricky odvozených rovnic. Tato analýza dovoluje odhadnout množství tkáně neobsahující tuk (FFM – z angl. Fat Free Mass) a TBW, ale není schopna rozlišit množství ICW a ECW – na to je použita nízká frekvence 50 kHz, neboť se jedná o frekvenci, která tvoří přibližnou hranici pro průnik proudu přes buněčnou membránu a vedení proudu intracelulární tekutinou. Odhad FFM a TBW pomocí této metody je platný za předpokladu, že jedinec je normálně hydratován, lze tedy použít u zdravých jedinců, ne u patologických případů.

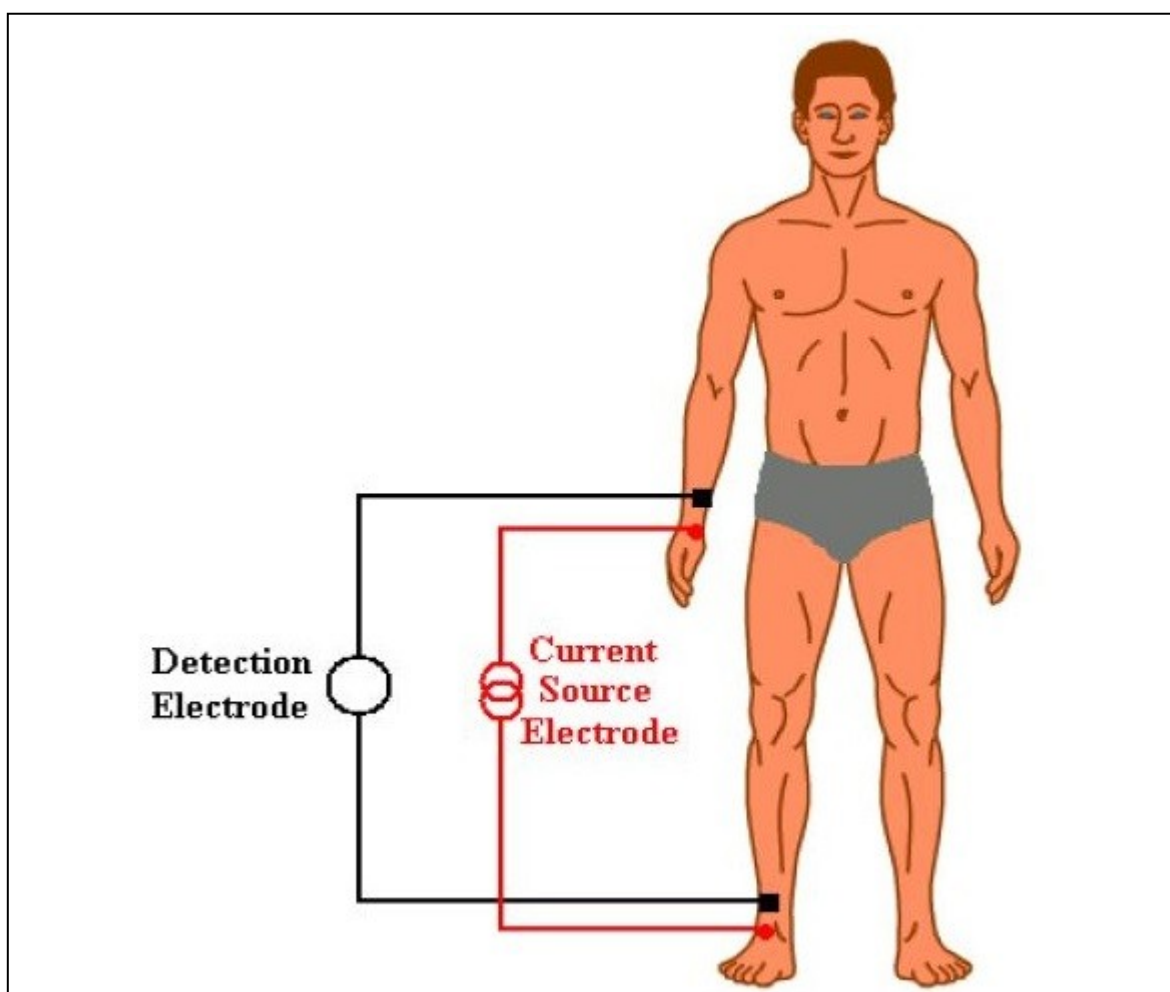
[10] [8] [6]

Multifrekvenční bioimpedanční analýza

Metoda multifrekvenční bioimpedanční analýzy se v zásadě od metody jednofrekvenční analýzy neliší obvyklým rozmístěním elektrod, ani způsobem výpočtu odhadu tělesného složení, jež je podobně založen na využití empirického lineárního regresního modelu právě pro výpočet odhadu tělesného složení. Hlavním rozdílem, jak již z názvu vypovídá, je použití budících signálů o více různých frekvencích, minimálně dvou, kdy jedno měření je provedeno s budícím signálem

na nízké frekvenci (obvykle 1kHz nebo 5kHz) a druhé měření je provedeno s budícím signálem na vysoké frekvenci (50kHz až 500kHz). Při nízkofrekvenčním měření budící signál prochází především ECW, protože frekvence není dostatečná k překonání buněčných membrán (signál neprotéká skrz buňky a ICW), pomocí čehož jsme schopni měřit obsah ECW. Při měření vysokofrekvenčním již elektrický budící signál protéká i skrz buňky a z měření lze zjistit TBW. Rozdílem TBW a ECW můžeme dostat přibližně obsah ICW. Vzhledem k závislosti impedance tkání na frekvenci budícího signálu je tato metoda z hlediska vyhodnocení mnohem objektivnější nežli jednofrekvenční metoda.

[10] [8] [6]



Obr. 5: Standardní umístění elektrod při jednofrekvenční nebo multifrekvenční proudové tetrapolární bioimpedanční analýze. [6]

Bioimpedanční spektrometrie

Bioimpedanční spektrometrie (BIS) je v základu podobná multifrekvenční bioimpedanční analýze, avšak na rozdíl od ní pracuje s impedančními daty naměřenými v širokém spektru frekvencí, obvykle v rozsahu 1-1000 kHz. Na rozdíl od multifrekvenční analýzy využívá BIS

matematické modelování a směs rovnic k získání vztahu mezi odporem R a jednotlivými částmi tělesných tekutin. ECW a ICW jsou tedy vypočítávány individuálně, TBW se poté určuje jako součet ECW a ICW. Díky tomu, že pracuje BIS v širokém pásmu frekvencí a není omezena na jednu nebo několik málo frekvencí, pak nemusí spoléhat na empirické lineární regresní rovnice, ze kterých předešlé dvě metody vypočítávaly odhady zastoupení tělesných tekutin. Posledním důležitým odlišením od předešle zmíněných metod je menší závislost na nepatologickém stavu vyšetřovaného jedince.

[10] [8] [6]

Segmentální bioimpedanční analýza

Metoda segmentální bioimpedanční analýzy vychází z předpokladu, že tělo je pět vzájemně propojených válců (dvě horní končetiny, dvě dolní končetiny a trup). Trup jakožto největší ze segmentů ovlivňuje hodnotu bioimpedance nejméně (cca 10%) a naproti tomu končetiny jsou hlavním měřítkem pro hodnotu bioimpedance, respektive jejich tkáňové složení.

[10] [8] [6]

Bioimpedanční vektorová analýza

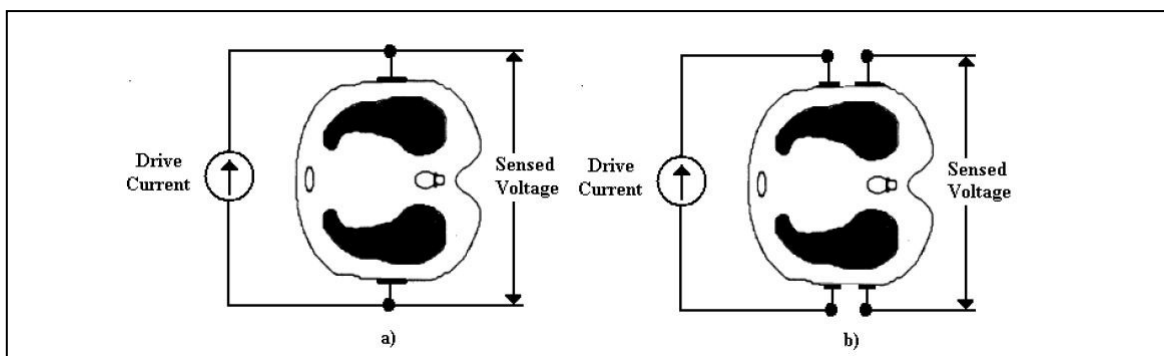
Bioimpedanční vektorová analýza je v podstatě jednofrekvenční bioimpedanční analýzou, avšak s tím rozdílem, že nezakládá své výpočty na žádných modelech ani rovnicích, tedy výsledkem nejsou absolutní odhady parametrů tělesného složení (ICW, ECW a TBW). Ze získané impedance na frekvenci budícího signálu okolo 50kHz je vytvořen dvourozměrný vektor (složky R - odpor a X - reaktance), jež je umístěn do roviny R-X a vektor je pak srovnáván s referenčními 50%, 75% a 95% elipsami vypočtenými u zdravé populace stejného pohlaví a rasy.

[10] [8] [6]

Bioimpedanční pneumografie

Bioimpedanční pneumografie je neinvazivní metoda pro měření respirační frekvence, je založena na měření změn impedance v závislosti na respirační činnosti v hrudní oblasti. Bioimpedance plic se zvyšuje při ztenčování alveolárních stěn, deformací epitelových buněk a průtokem krevními kapilárami při rozšiřování alveol. Tyto změny související s dechovým cyklem pak vytváří měřitelné rozdíly bioimpedance, dokonce existuje korelace mezi množstvím nadechnutého vzduchu a impedancí plic. Tato metoda je velmi dobře snášena pacienty, a proto se hodí zejména k dlouhodobému monitorování.

[6]



Obr. 6: Schéma rozmístění elektrod při bioimpedanční pneumografii, **a)** bipolární, **b)** tetrapolární. [6]

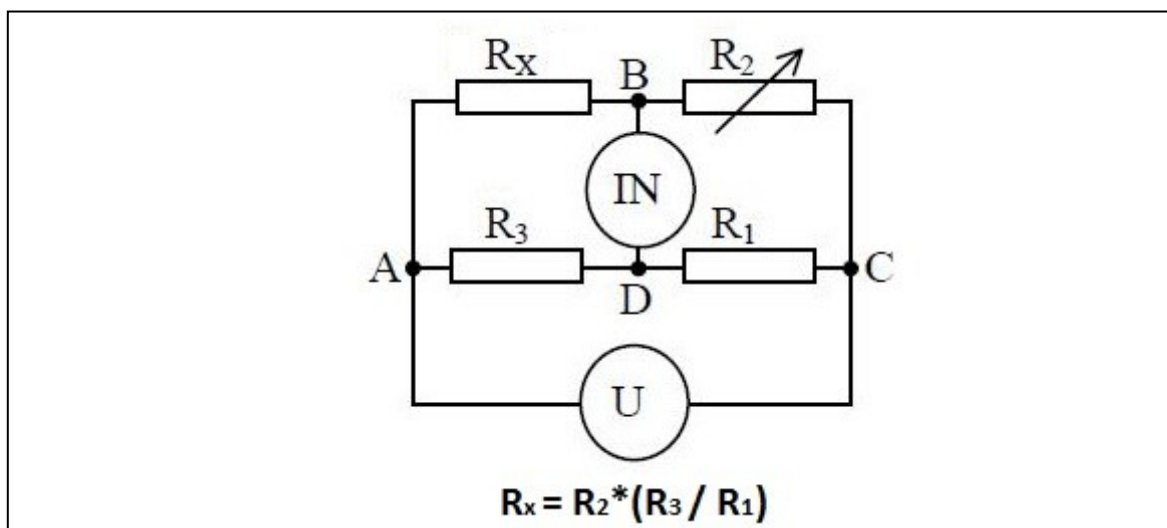
2.4 Technické prostředky k měření bioimpedance

V této části jsou popsány nejčastěji používané technické prostředky k měření obecně impedance, a tedy i k měření bioimpedance. Jsou zmíněny také výhody a nevýhody jednotlivých aplikací a popřípadě i reálné technické řešení - např. ve formě integrovaného obvodu.

2.4.1 Měřicí můstky

Měřicí můstek je obvod složený ze čtyř impedancí a to tak, že tvoří uzavřený čtyřúhelník. Účelem můstku je zjišťovat neznámou impedanci na místě jedné z nich. Přitom obvykle jedna impedance je proměnlivá, aby mohl být můstek vyvážen. Po vyvážení můstku měřidlo v úhlopříčce nezaznamená žádnou výchylku, protože větvemi obvodu teče stejný proud - odečítáme měřenou impedanci. Hlavní nevýhodou měření impedance s můstkem je nutnost neustálého vyvažování.

K hlavním představitelům měřících můstků patří například Wheatstoneův můstek (viz **Obr. 7**), Thomsonův můstek, Wienův můstek nebo Maxwellův můstek.



Obr. 7: Wheatstoneův měřicí můstek.

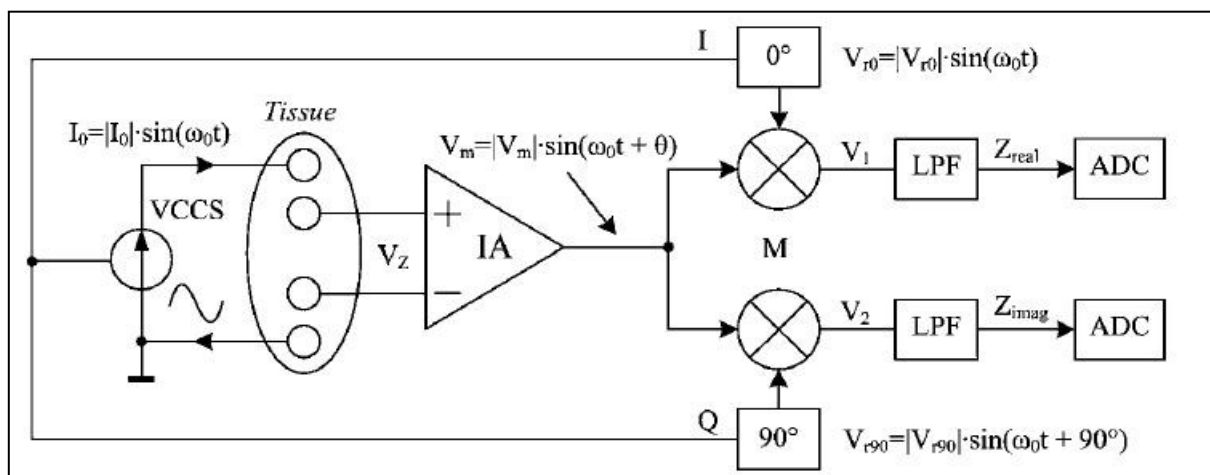
2.4.2 Kvadrurní demodulace

Kvadrurní demodulace obecně využívá dvou součinových demodulátorů, které měřený výstupní signál (odezva tkáně na budící signál) násobí v první větvi harmonickým signálem, který je ve fázi s výstupním signálem (kanál I), a v druhé větvi jej násobí s harmonickým signálem, který je fázově posunut vůči výstupnímu signálu o 90° (kanál Q). Střední hodnoty signálů za směřovači odpovídají reálné a imaginární hodnotě fázoru vstupního signálu. Střední hodnoty výstupů ze směřovačů jsou realizovány filtry typu dolní propust (viz **Obr. 8**).

Pokud tedy pomocí kvadrurní demodulace dokážeme zjistit reálnou a imaginární část odezvy tkáně na budící signál, pak jsme schopni vypočítat fázi a amplitudu tohoto signálu.

Z reálných součástek je typickým představitelem kvadrurního demodulátoru integrovaný obvod AD8333 od firmy Analog Devices. Tento obvod je duálním kvadrurním demodulátorem, s možností posunu fáze a s frekvenčním rozsahem od 0 Hz do 50 MHz.

[12] [10] [9] [8]



Obr. 8: Blokové schéma principu kvadrurní demodulace. [8]

2.4.3 Detekce poměru zesílení a rozdílu fáze

Metoda je založena na měření poměru zesílení a rozdílu fáze mezi dvěma nezávislými signály. Hlavní složkou je detektor poměru zesílení a rozdílu fáze (GPD - z angl. Gain-Phase Detector). Na obou vstupech GPD jsou zapojeny logaritmické detektory.

Každý takovýto GPD detektor se skládá z několika zesilovacích stupňů se ziskem cca 10 dB a příslušných detektorů. Výstupy těchto detektorů jsou v obou větvích sčítány. Výsledný signál je dán počtem zesilovačů, které jsou již v saturaci a napětím na výstupu prvního zesilovače, který ještě v saturaci není. Mezi poslední zesilovače v obou větvích je připojen fázový detektor v podobě lineární násobičky. Poslední z obou skupin zesilovačů jsou již při velmi slabém vstupním signálu v saturaci, respektive je na nich v ideálním případě obdélníkový signál. Fázový posun dvou obdélníkových signálů lze určit již poměrně snadno. Na výstupu GPD je stejnosměrné napětí úměrné poměru amplitud vstupních signálů v logaritmické míře (v dB) a stejnosměrné napětí úměrné fázovému rozdílu mezi vstupními signály.

Pro využití při měření impedance tkáně pomocí odezvy na budící signál je jedním vstupním signálem detektoru GPD signál ze snímacích elektrod a druhým vstupním signálem GPD je signál z referenčního rezistoru, kterým prochází budící signál (podobně jako měřenou tkáň). Na **Obr. 9** je zobrazeno blokové schéma detekce poměru zesílení a rozdílu fáze, kdy napětí na měřené impedanci Z_X je snímáno pomocí diferenčního přístrojového zesilovače IA1, zatímco druhý diferenční přístrojový zesilovač měří napětí na referenčním rezistoru R_S . Pokud je vstupní impedance obou přístrojových zesilovačů ideálně nekonečná, pak vstupy do GPD jsou vyjádřeny:

$$V_{AZ} = A_1 \cdot V_Z = A_1 \cdot I_0 \cdot Z_X \quad (2.9)$$

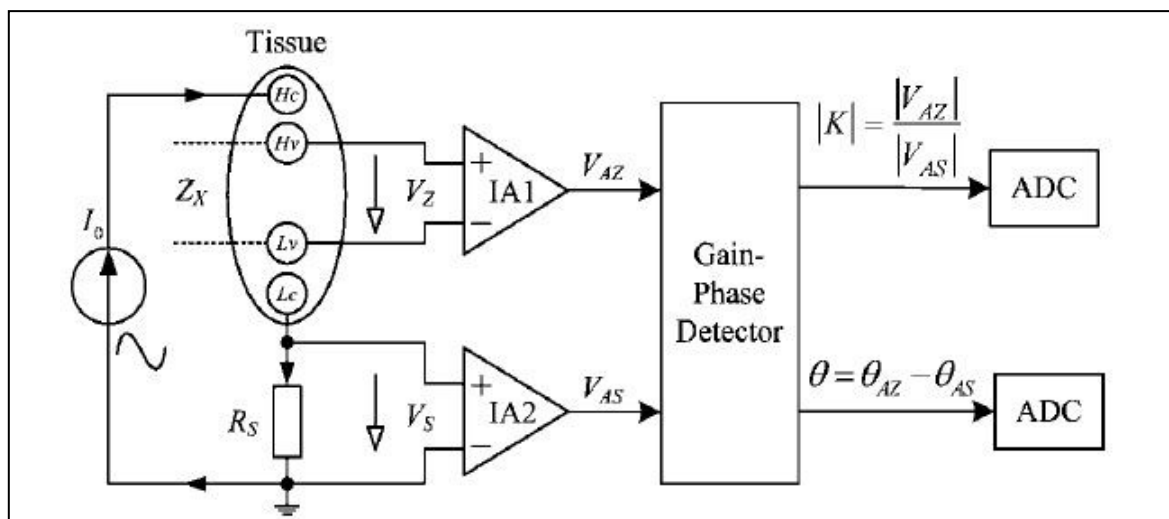
$$V_{AS} = A_2 \cdot V_S = A_2 \cdot I_0 \cdot R_S \quad (2.10)$$

Při identických zesíleních obou diferenčních zesilovačů pak na výstupu GPD platí:

$$Z_X = R_S \cdot |K| \cdot e^{i\theta} \quad (2.11)$$

Z dostupných elektrických integrovaných obvodů je představitelem GPD například obvod AD8302 od firmy Analog Devices. Obvod AD8302, však má jednu velkou nevýhodu, a to velký frekvenční rozsah (až do 2,7 GHz), čímž se stává nevýhodným pro měření signálů v řádech kHz, vzhledem k tomu, že obvykle je určen pro práci s frekvencemi v řádech desítek MHz. Jeho vysoký frekvenční rozsah ho také činí náchylnějším vůči rušení.

[13] [10] [9] [8]



Obr. 9: Blokové schéma principu metody detekce poměru zesílení a rozdílu fáze. [8]

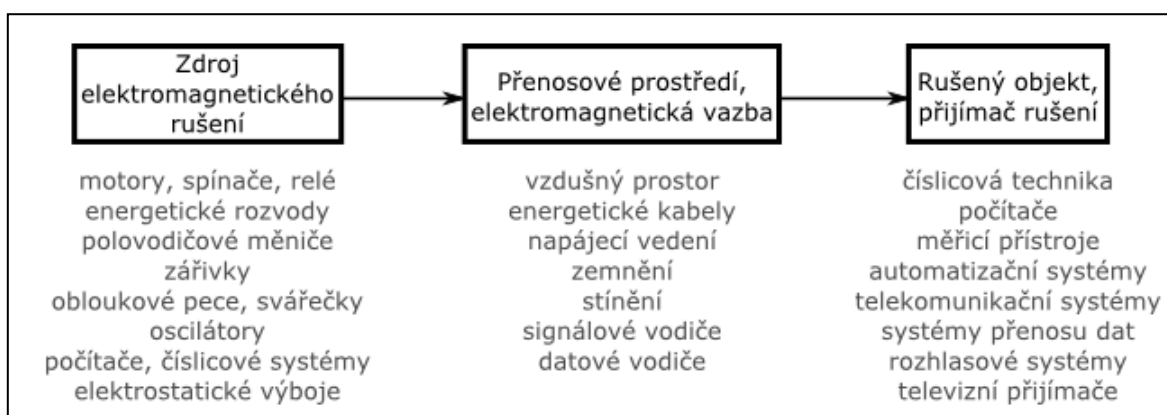
2.4.4 Impedanční převodník - obvod AD5933

Integrovaný obvod AD5933 (viz **Obr. 10**) od firmy Analog Devices je poměrně vhodným řešením pro aplikace na měření impedance, dle výrobce je vhodný pro elektrochemické analýzy, impedanční spektroskopii, biomedicínské a automobilové aplikace a podobné. Ve svém pouzdru obsahuje DDS generátor harmonických signálů s 12-ti bitovým digitálně-analogovým převodníkem

2.5.1 Elektromagnetická kompatibilita

EMC je definována jako schopnost zařízení, systému či přístroje vykazovat správnou činnost i v prostředí, v němž působí jiné zdroje elektromagnetických signálů (přírodní či umělé) a naopak svou vlastní "elektromagnetickou činností" nepřipustně neovlivňovat své okolí, tj. nevyzařovat signály, jež by byly rušivé pro jiná zařízení.

S elektromagnetickou kompatibilitou souvisí další dva pojmy, a to elektromagnetická interference (EMI) a elektromagnetická susceptibilita (EMS). EMI se zabývá především měřením rušení a identifikací parazitních přenosových cest, tedy samotnými příčinami rušení a jejich odstraňováním. Naproti tomu EMS se zabývá opatřeními, která zvyšují elektromagnetickou imunitu zařízení, tedy možnost zařízení pracovat v zašuměném prostředí.



Obr. 11: Blokové schéma efektu rušení.

2.5.2 Zdroje rušení a možnosti odrušení vozidla

Z elektromagnetické podstaty je každý elektrotechnický systém jak zdrojem, tak přijímačem elektromagnetického rušení, avšak z praktických důvodů vyčleňujeme typickou skupinu systémů, u kterých vysoce převažuje vyzařování rušivých složek nad příjmem. Je mnoho možností jak zdroje rušení klasifikovat, mezi základní zdroje rušení můžeme považovat tyto:

- podle původu (přírodní / umělé),
- podle funkčnosti (funkční / nefunkční),
- podle šířky pásma (úzkopásmové / širokopásmové),
- podle trvání (impulsní / kvaziimpulsní / spojitě),
- podle frekvence (nízkofrekvenční / vysokofrekvenční),
- podle šíření (vedením / vyzařováním).

Rušení ze zdroje do přijímače může být přivedeno galvanickým spojením, induktivní vazbou, kapacitní vazbou nebo proudovou-elektrodynamickou vazbou. Následná reakce přijímače po přenesení rušení je dle EMS:

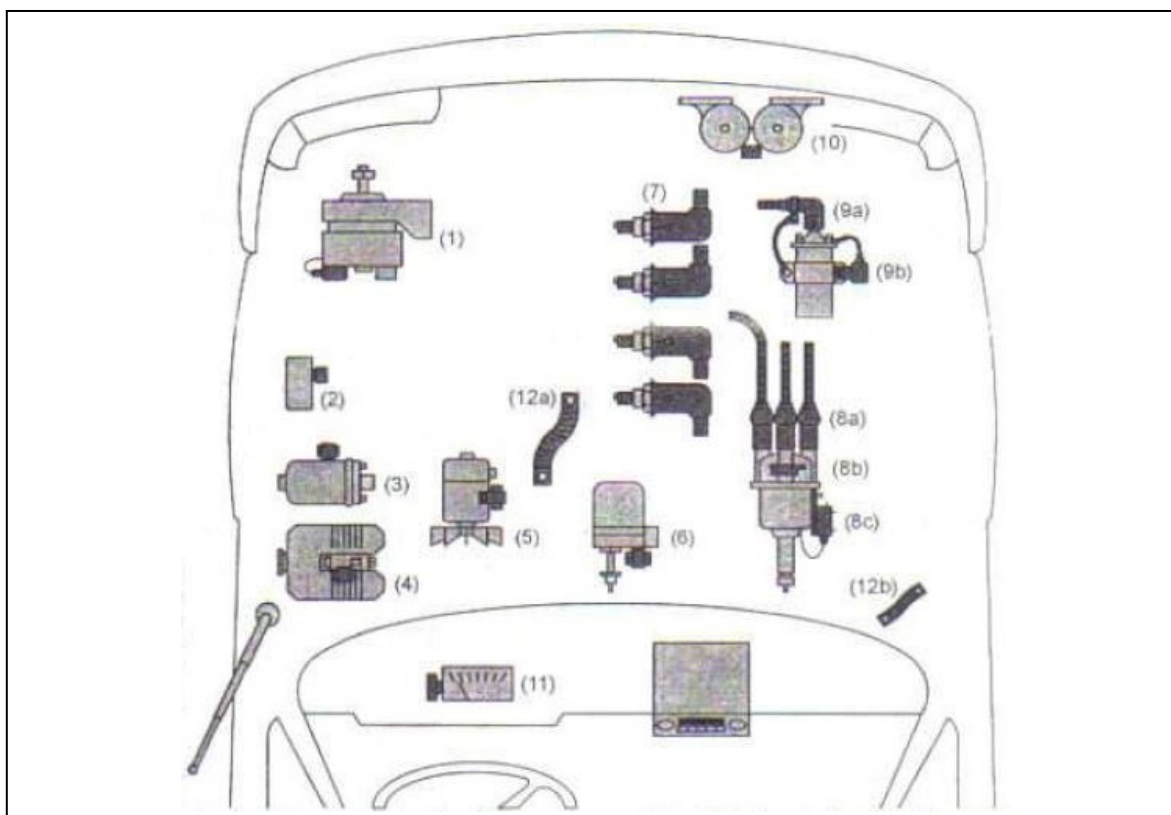
- beze změny funkčních vlastností,
- porucha funkce po dobu působení rušení s následnou regenerací,
- porucha funkce i po skončení působení rušení (trvalé poškození).

V prvním kroku odrušení je nutné správnými metodami konstrukce zařízení vykompenzovat kapacitní a induktivní vazby, odstranit nebo odstínit galvanická spojení a opatřit zařízení vhodným krytem k ochraně před vyzařováním. Dalším důležitým prvkem u zařízení, která mohou být ovlivněna rušením, k odstranění rušení a zvýšení EMI je analogová nebo digitální filtrace.

V prvním kroku při eliminaci rušení v automobilu je aplikace analogových metod k odrušení jednotlivých součástí vozidla, možnosti odrušení jsou seřazeny v tabulce **Tab. 1** a zobrazeny na obrázku **Obr. 12**.

Tab. 1: Možnosti analogového odrušení částí vozidla [15].

Odušovací prostředky	Odušovací rezistory	Kondenzátory a tlumivky (filtry)	Stínění	Vodivé Spojení
Obecné použití	Rušení, které se šíří galvanicky spojenými vodiči.		Rušení, které se šíří zářením.	Rušení, které vzniká vyrovnáváním elektrických nábojů mezi kovovými díly s různým potenciálem
Použití u motorových vozidel	Vysokonapěťové obvody (např. rozdělovače, svíčky).	Obvody nízkého napětí (např. alternátory, regulátory)	Vysokonapěťové i nízkonapěťové obvody a vedení.	Přemostění přechodových odporů a mezer mezi kovovými částmi vozidla.



Obr. 12: Umístění odušovacích prostředků ve vozidle. [15]

- (1) - odrušovací kondenzátor nebo filtr pro odrušení točivého zdroje rušení
- (2) - odrušovací filtr pro elektromagnetický regulátor
- (3) - odrušovací filtr pro elektrické palivové čerpadlo
- (4) - odrušovací filtr pro elektrický ostřikovač skel
- (5) - odrušovací filtr pro elektromotor chlazení
- (6) - odrušovací filtr pro motorek stěračů
- (7) - stínění vedení ke svíčkám a stíněné koncovky
- (8a) - stínění vedení a stínění koncovky rozdělovače vysokého napětí
- (8b) - odrušovací rezistor v raménku rozdělovače
- (8c) - odrušovací filtr pro rozdělovač
- (9a) - stíněné vedení a stíněná koncovka pro zapalovací cívku
- (9b) - odrušovací kondenzátor pro zapalovací cívku
- (10) - odrušovací filtr pro elektrickou houkačku
- (11) - odrušovací filtr pro trvalé napájení indikačních přístrojů
- (12a, 12b) - vodivé spojení mezi kostrou a motorem, kostrou a vstřikovacím čerpadlem, jednotlivých součástí karoserie mezi sebou apod.

[15]

Odrušovací rezistory

Odrušovací rezistory (ohmické) mají odpor řádově jednotky až desítky kiloohmů a používají se pouze ve vysokonapěťových obvodech (zejména v zapalovacím systému vozidla). Mohou být v provedení drátovém nebo hmotovém. Odrušovací rezistor musí být umístěn co nejbližší zdroji rušení, aby bylo dosaženo co největší účinnosti v odrušení.

[15]

Odrušovací kondenzátory a tlumivky

U odrušovacích kondenzátorů a tlumivek se využívá závislosti jejich odporu na frekvenci proudu, čehož se využívá k odstranění zejména vysokofrekvenčního rušení, pro nějž má kondenzátor nízký odpor (paralelní zapojení ke zdroji svede rušení) a naopak tlumivka, jež má pro vysoké frekvence vysoký odpor (sériové zapojení nepropustí rušení). Odrušovací kondenzátory mohou být dvoupólové, průchodkové dle zapojení. Odrušovací kondenzátory představují pak jednoduché horní propusti a naopak tlumivky představují jednoduché dolní propusti.

[15]

Odrušovací filtry, stínění a vodivé spojení

Odrušovací filtry jsou obvykle kombinací cívek, kondenzátorů a rezistorů. Jejich vhodným zapojením je výsledný efekt potlačení vysokých frekvencí (hlavní frekvenční část spektra rušení automobilu) zesílen.

Odrušení stínění je pak obvykle realizováno různými kovovými kryty, víky či pouzdry. Vodiče jsou pak obvykle stíněny kovovým opletením, kovovými trubkami a vlnovci. Vhodného efektu odrušení je obvykle již dosaženo poměrně tenkým stíněním, protože vysokofrekvenční proud teče pouze po vnějším povrchu vodiče (skin efekt).

Vodivé pospojování a vyrovnání potenciálů je nedílnou součástí všech výše zmíněných metod odrušení, protože všechny musí být dokonale elektricky spojeny s vedením. Samozřejmě ty části vozidla, které by mohly fungovat jako sekundární zářiče, musí být elektricky spojeny s kostrou.

[15]

2.5.3 Možnosti filtrace zařízení používaného v automobilu

Zvýšení odolnosti zařízení proti rušení v prostředí automobilu podléhá stejným zákonitostem jako v mnoha jiných prostředích, avšak je nutné počítat s agresivním vysokofrekvenčním rušením (řádově jednotky až stovky MHz) ze strany automobilu a jeho provozního stavu. Z analogového hlediska jsou důležité faktory výroby plošných spojů, zapouzďení součástek, stínění krytem zařízení, stínění kabelů a samozřejmě použití analogových filtrů, a to buď pasivních, nebo aktivních, kdy pasivní analogové filtry jsou složeny ze základních součástek R, L, C, naopak u aktivních analogových filtrů je přítomen v obvodu také aktivní prvek (tranzistor nebo operační zesilovač).

V případě digitálních možností filtrace jde samozřejmě o použití FIR a IIR filtrů jakožto digitálních protikladů již zmíněných analogových filtrů, avšak pro aplikaci na již digitalizovaný signál. V obou případech se bude pravděpodobně jednat zejména o použití dolnoproústných filtrů, protože z kapitol výše vyplývá, že v prostředí automobilu je nejpravděpodobnějším rušením vysokofrekvenční rušení.

2.6 Základní motivace vycházející z teoretického rozboru

Z výše uvedeného teoretického rozboru problematiky měření bioimpedance a EMC zařízení umístěvaných v automobilech vyplývá hlavní záměr této práce, a to využít multiparametričnosti bioimpedance a ověřit, zda bioimpedance řidiče je ovlivněna jeho psychickým a fyzickým stavem během jízdy a za různých dopravních situací. Pokud se potvrdí vliv na bioimpedanci řidiče, pak je důležité vyjádření závislosti mezi bioimpedancí a různými faktory spojenými s řízením automobilu. Na základě takovýchto závislostí by pak bylo možné vypracovat algoritmus pro vyhodnocení stavu daného faktoru (např. unavenosti řidiče), čímž by pomocí systému využívajícího takovýto algoritmus došlo ke zvýšení bezpečnosti řízení automobilu.

3 Návrh a realizace měřicího řetězce a metodiky měření

Na základě znalostí získaných z odborné literatury a jejich zpracování v kapitole teoretického rozboru problematiky bylo vytyčeno několik parametrů, které by měl měřicí řetězec k testování závislostí bioimpedance splňovat. Tyto parametry poměrně konkretizují metodu měření bioimpedance a technické prostředky k tomu určené.

Samozřejmě už z podstaty měření za účelem zpracování naměřených dat a nutnosti použití základních komponent pro měření impedance je jasné, že měřicí řetězec bude obsahovat elektrody (minimálně dvojici), elektronický systém založený na některé z metod měření impedance a záznamové zařízení pro ukládání dat.

3.1 Návrh měřicího řetězce

V této části práce je provedena selekce vhodných metod a prostředků na základě hlavních parametrů scény (oblast umístění a aktivity měřicího řetězce). Mezi hlavní parametry scény patří ty, se kterými přichází měřicí řetězec přímo do styku. Jsou jimi místo měření a měřený objekt, kdy místem měření je automobil (interiér automobilu) a měřeným objektem je člověk (řidič automobilu).

3.1.1 Umístění měřicího řetězce

Vzhledem k tomu, že celý měřicí řetězec je umístěn v interiéru normálního osobního automobilu, pak je v základu omezen samotnými rozměry prostředí, tedy musí být maximálně neomezuující a nesmí nijak zvyšovat rizika řízení automobilu. Dále musí splňovat dostatečnou míru EMC respektive EMI, protože se bude vyskytovat v zóně mnoha rušení samotného automobilu. Třetím požadavkem je přenosné kompaktní napájení, akumulátor nebo možnost připojení k stejnosměrnému napájecímu okruhu automobilu (bez narušení součástí vozidla). Pro vedení signálu od elektrod ke zpracování platí podobně jako pro zbytek měřicího řetězce nutnost potlačení rušení.

3.1.2 Měřený objekt

Měřeným objektem je obecně člověk (jeho tkáň), konkrétně řidič, proto aby nedocházelo k ovlivnění měřených dat, nesmí měřicí řetězec v řidiči vyvolávat stres, nesmí odvádět jeho pozornost a v žádném případě mu nesmí způsobovat nepohodlí nebo jej nějak omezovat v řízení automobilu. Z této hlavní podmínky vyplývající z měřeného objektu tkví podmínky zejména pro umístění elektrod a jejich zapojení a pro vedení signálu od elektrod ke zpracování.

Podmínkou pro umístění elektrod je, že jsou umístěny na volantu, tedy měření bude bipolární a bude se měřit impedance mezi horními končetinami řidiče. I když by se mohlo zdát, že bipolární zapojení je méně přesné, v našem případě je důležitým parametrem také impedance rozhraní kůže-elektroda. Navíc tetrapolární zapojení by jen komplikovalo umístění elektrod a mohlo by řidiče omezovat. Dále pro elektrody platí, že musí být z odolného flexibilního materiálu.

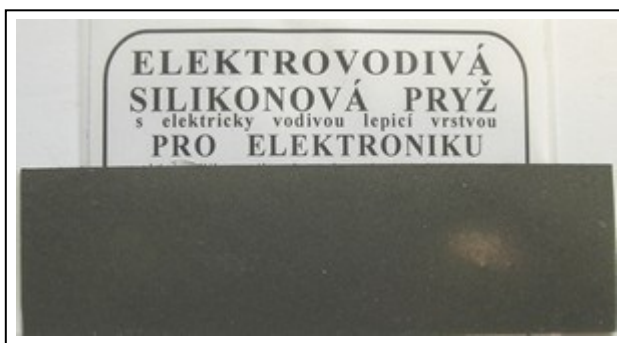
Pro vedení signálu z elektrod k dalšímu zpracování platí zejména, že nesmí omezovat jak řidiče, tak otáčivý pohyb volantu, navíc musí být stíněné proti vnějšímu rušení, které by podstatně zkreslovalo celé měření.

3.2 Realizace měřicího řetězce

Realizace měřicího řetězce vychází ze všech podmínek návrhu měřicího řetězce a maximálně zohledňuje vytyčené podmínky návrhu. Dle návrhu je tedy celý měřicí řetězec rozdělen do jednotlivých částí, elektrody a vedení, zařízení pro měření impedance (bioimpedance) a záznamové se softwarem k uložení a zobrazení naměřených dat.

3.2.1 Elektrody a vedení

V návrhu bylo určeno, že systém bude bipolární, tedy budou použity dvě elektrody, které budou umístěny po vnějším obvodu volantu, každá elektroda bude vertikální půlkružnicí. Elektrody musí být tedy flexibilní a odolné, proto byla k tomuto účelu vybrána silikonová vodivá pryž (viz **Obr. 13**), která bude na vnějším obvodu volantu. Pro vedení od elektrod je nutná podmínka stínění použitého kabelu a přípustná tloušťka vodičů.



Obr. 13: Elektrovodivá silikonová pryž.

Tab. 2: Parametry silikonové pryže.

Materiál	Kaučuk + Ni grafit
Objemová rezistivita	0,2 Ω /cm
Tvrdost	Shore A65
Účinnost stínění	80 dB
Pevnost v tahu	> 1,5 MPa
Pracovní teplota	-50 až 150 °C

3.2.2 Zařízení pro měření bioimpedance

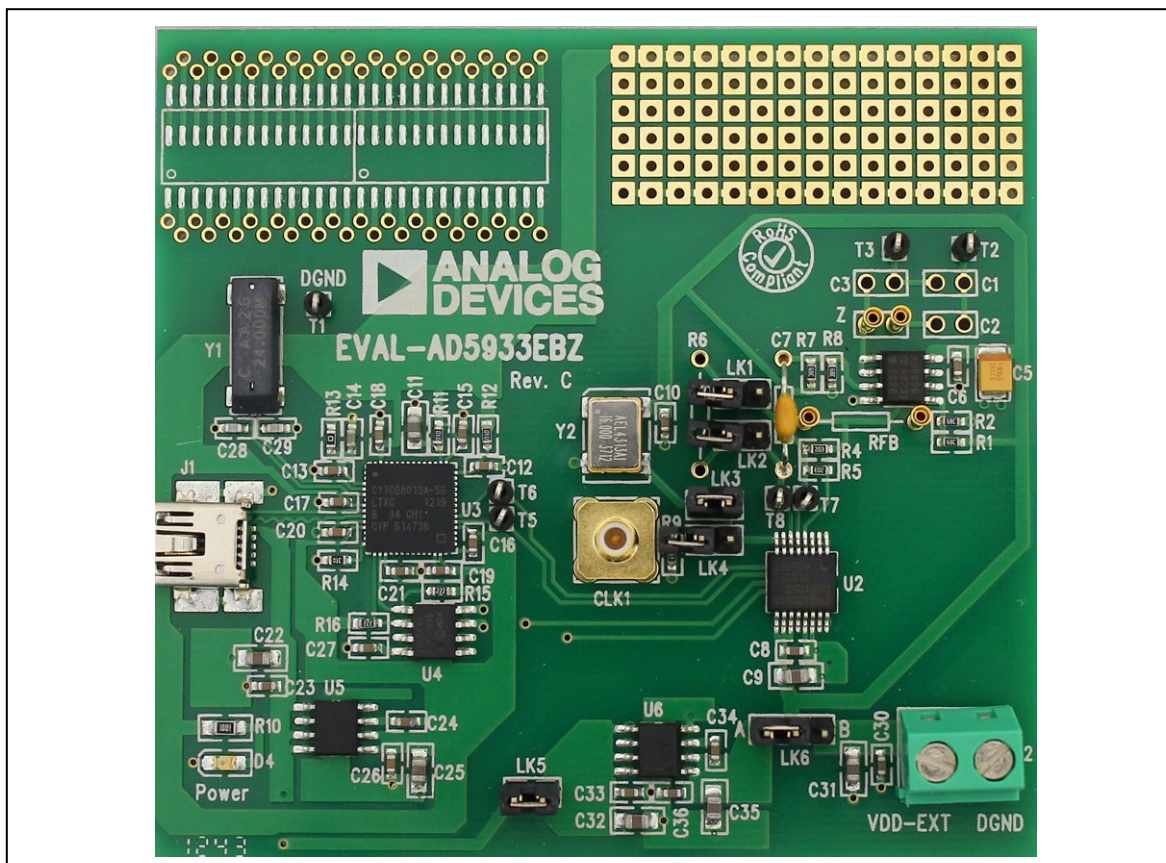
Podmínek pro zařízení měřící impedance je dle návrhu měřicího řetězce několik a pro dodržení cíle této práce je v tomto případě velmi důležité je splnit. Patří mezi ně malé rozměry a hmotnost, vhodné napájení nevyžadující speciální laboratorní zdroje nebo nezvyklá napájecí napětí a podobně a v neposlední řadě také elektromagnetická kompatibilita respektive imunita vůči poměrně zarušenému prostředí motorového vozidla.

Výhodou by také bylo, kdyby takovéto zařízení již mělo implementováno datové propojení s osobním počítačem pomocí některého z používaných komunikačních propojení.

V teoretickém rozboru byl v technických prostředcích pro měření bioimpedance popsán integrovaný obvod AD5933 od firmy Analog Devices, který by byl vzhledem k návrhu měřicího řetězce ideálním prostředkem pro měření impedance. Pro tento obvod byla také firmou Analog Devices vyvinuta a vytvořena zkušební deska (Evaluation Board AD5933 - viz **Obr. 14**), která má v sobě zakomponován již zmíněný obvod AD5933, napájecí obvody umožňující buď připojení externího zdroje nebo napájení z připojeného osobního počítače, mikroprocesor komunikující s AD5933 pomocí sběrnice I²C a zpracovávající naměřená data, interní krystalový oscilátor, analogový front-end a rozhraní USB pro připojení k osobnímu počítači a k napájení.

K desce je dodáván také software, avšak z důvodů toho, že software není přizpůsoben aplikaci této práce, tedy nepodporuje měření impedance v závislosti na čase, je vytvořen pro aplikace impedanční spektroskopie, jednofrekvenční a multifrekvenční analýzy. Z tohoto důvodu je nutné vytvořit nový software, který měření impedance v závislosti na čase podporuje.

[11]



Obr. 14: Evaluation board AD5933, Analog Devices Inc.

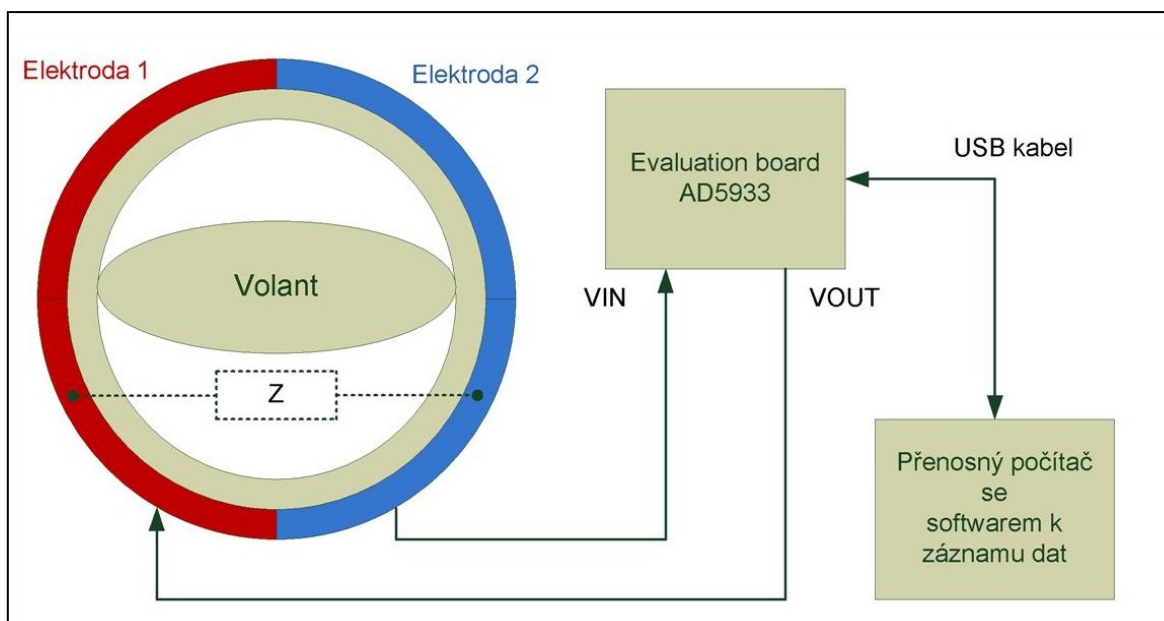
3.2.3 Konečná realizace hardwaru měřícího řetězce

Podle návrhu a realizací jednotlivých prvků měřícího řetězce je tedy konečná podoba hardwarového složení následující:

- dvojice silikonových elektrovedivých pryžových elektrod umístěných na volantu,
- stíněné kabelové vedení signálu z elektrod do desky s AD5933,
- deska s AD5933 a MCU, kalibrační rezistor 2,2 k Ω (2170 Ω),
- datový stíněný USB kabel k propojení desky s AD5933 a osobního počítače,
- přenosný osobní počítač (akumulátorový napájecí zdroj).

Jednotlivé popisy součástí a parametry zkušební desky s AD5933 jsou dostupné v její dokumentaci. Prototyp elektrodového návleku na volant je zobrazen v přílohách (viz **Příloha I**).

[14]



Obr. 15: Blokové schéma konečného měřicího řetězce.

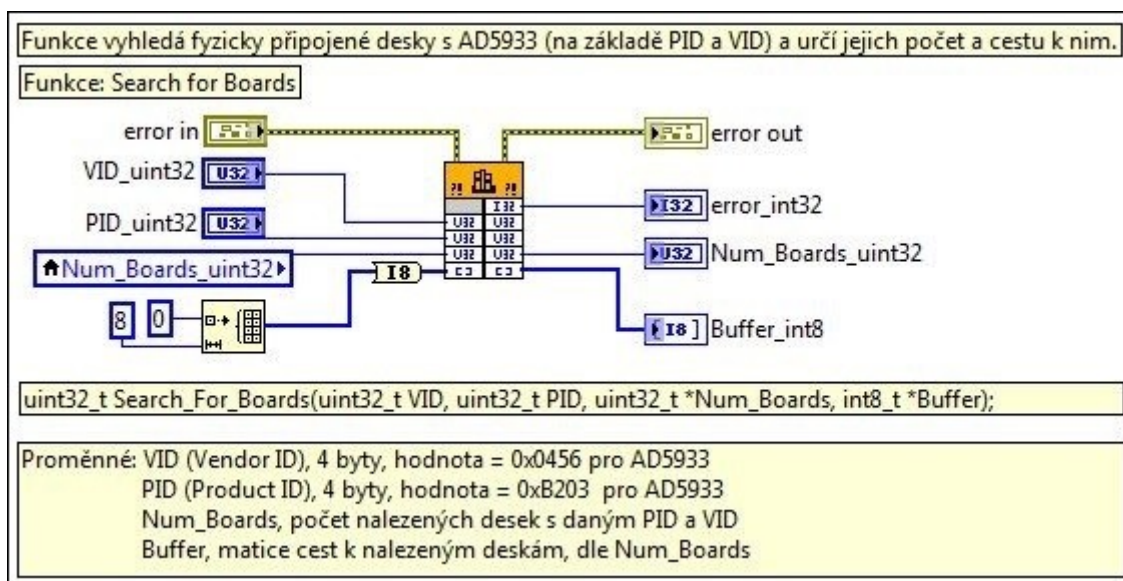
3.3 Realizace softwaru k měřicí desce s AD5933

Zkušební deska s integrovaným obvodem AD5933, která je využita v této práci, je dodávána již s funkčním softwarem, jež je naprogramován v jazyce Visual Basic, a ovladači k funkčnímu spojení mezi hardwarem desky a porty počítače. Zásadní nevýhodou dodávaného softwaru je nemožnost měření impedance v čase, což nesouvisí s nekompatibilitou takového měření zkušební deskou, ale jedná se především o softwarový problém. Původním záměrem byla pouze úprava dodaného softwaru a doplnění funkce kontinuálního měření v čase, avšak z důvodu stáří softwaru, nedostupnosti materiálů k editaci softwaru a v neposlední řadě také z důvodu použití licencovaných prvků v této verzi, bylo nakonec nutno myšlenku úpravy dodaného programu opustit.

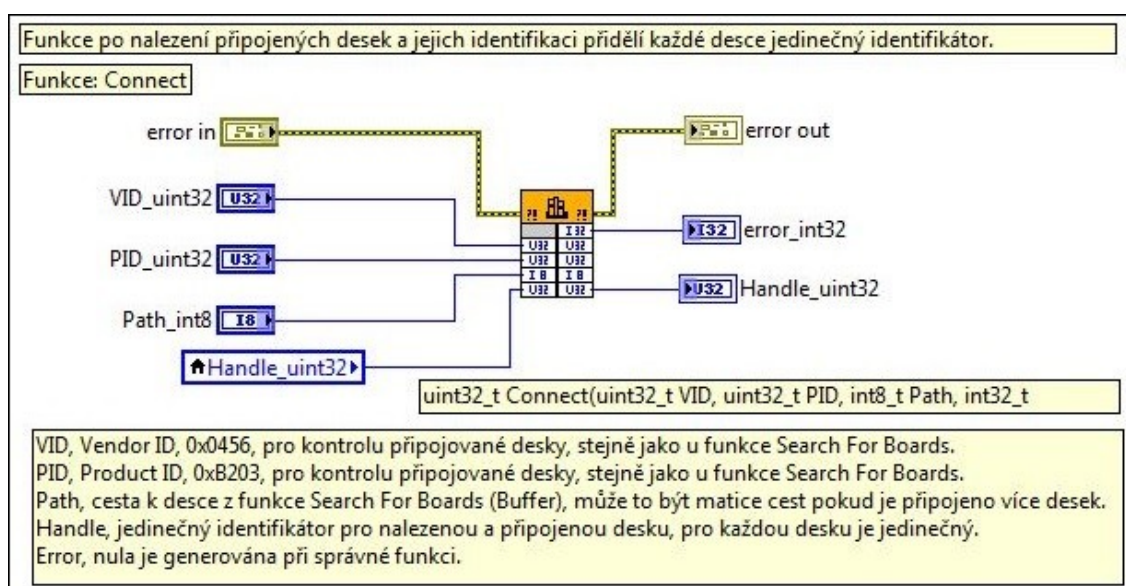
K vytvoření nového programu umožňujícího požadované druhy měření se zkušební deskou s integrovaným obvodem AD5933 bylo využito ovladačů a DLL knihovny, které jsou dodávány výrobcem, a vývojového prostředí LabView 2011 Student Edition. Je nutné zdůraznit, že vytvořený software obsahuje stejné prvky jako jeho dodávaný předchůdce, avšak s tím rozdílem, že byla již implementována možnost kontinuálního měření v čase a především ukládání dat při takovémto měření.

3.3.1 Implementace funkcí DLL knihovny

V následující části práce jsou popsány jednotlivé základní funkce dodané DLL knihovny, jež jsou základem celého nově vytvořeného softwaru. Všechny funkce a procesy, které jsou z nich odvozeny, jsou popsány blokovými algoritmy.



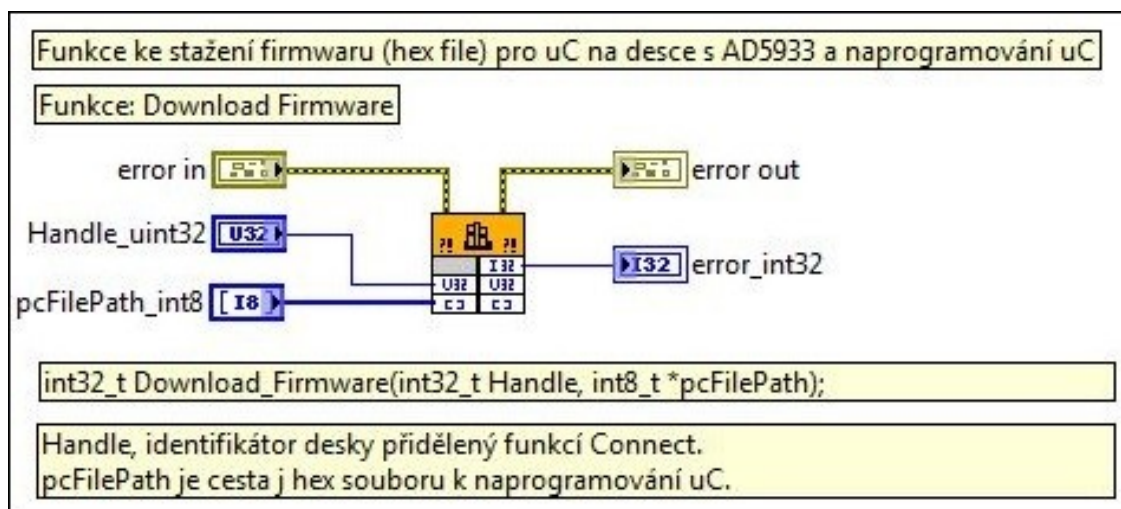
Obr. 16: Implementace funkce *Search for Boards* v LabView 2011 a její popis.



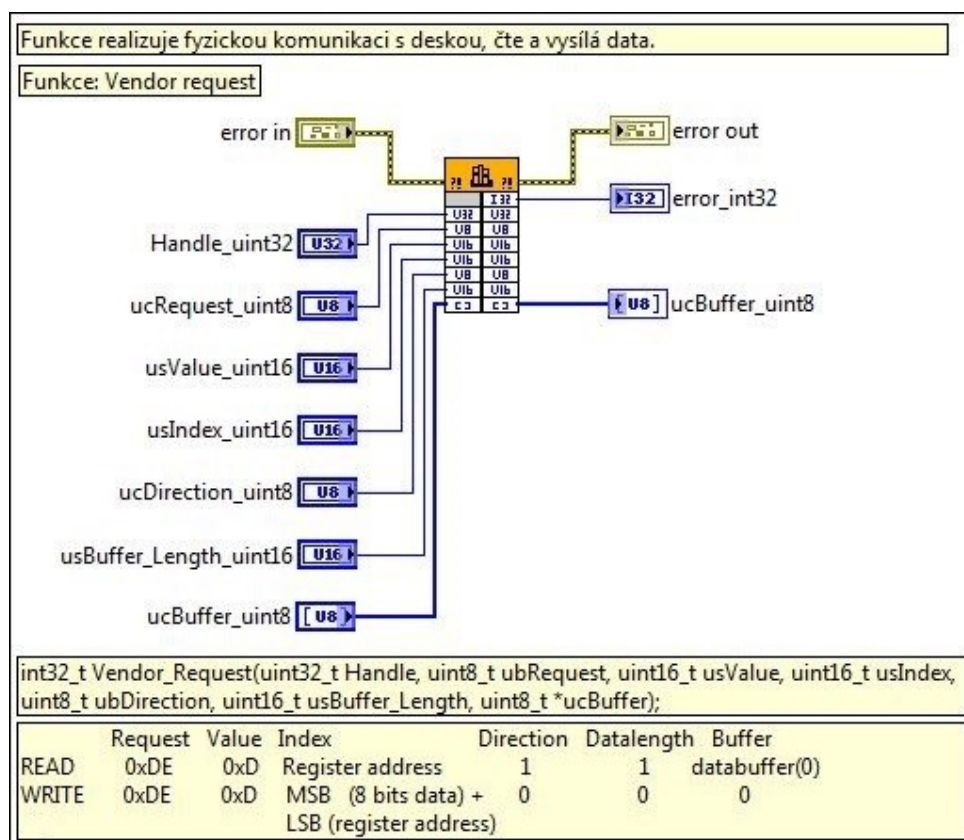
Obr. 17: Implementace funkce *Connect* v LabView 2011 a její popis.

Funkce Search for Boards (**Obr. 16**) a Connect (**Obr. 17**) jsou klíčové pro správné navázání komunikace mezi deskou s AD5933 a počítačem. Pouze těmito funkcemi lze zjistit, zda je deska skutečně připojena skrze port USB k počítači a zda není USB kabel nebo samotný port poškozen. Funkce Connect poté vytvoří k nalezené desce příslušný identifikátor (Handle), který je poté používán v celém programu k identifikaci hardwaru desky a samozřejmě ke komunikaci a přenosu dat mezi počítačem a zkušební deskou. Funkce tvoří fyzickou realizační vrstvu komunikace.

Pro obě funkce jsou důležité dva identifikátory nezbytné pro komunikaci přes USB port, jež charakterizují dané zařízení, PID a VID (produktová identifikace a identifikace prodejce).



Obr. 18: Implementace funkce *Download Firmware* v LabView 2011 a její popis.

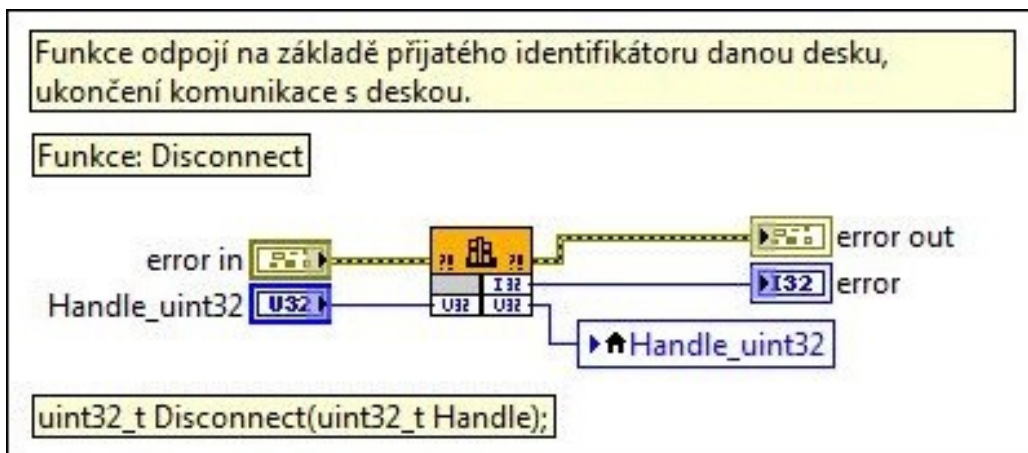


Obr. 19: Implementace funkce *Vendor request* v LabView 2011 a její popis.

Dalšími dvěma klíčovými funkcemi jsou funkce *Download Firmware* (**Obr. 18**) a *Vendor request* (**Obr. 19**). Funkce *Download Firmware* již operuje s přiřazeným identifikátorem (Handle) z funkce *Connect* a realizuje naprogramování mikrokontroléru zkušební desky pomocí zdrojového souboru formátu HEX, který je také dodáván výrobcem.

Funkce Vendor request již nijak nepřipravuje desku, protože po zavolání funkce Download Firmware je již deska plně připravena ke komunikaci a také k měření, tato funkce tedy realizuje obousměrnou komunikaci mezi deskou a počítačem, čtení či zápis je pak deklarován parametry funkce.

Poslední funkcí z DLL knihovny je funkce k odpojení zkušební desky, tedy funkce Disconnect (**Obr. 20**), která realizuje správné ukončení komunikace mezi deskou a počítačem a smazání veškerých identifikátorů a spojení vytvořených funkcemi Search for Boards a Connect.

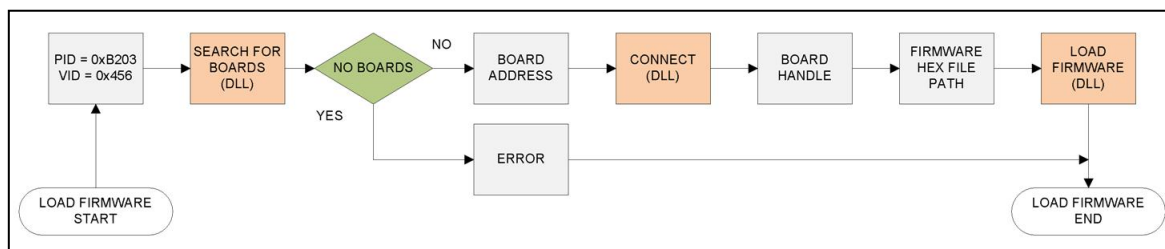


Obr. 20: Implementace funkce *Disconnect* v LabView 2011 a její popis.

3.3.2 Implementace funkcí pro komunikaci s deskou

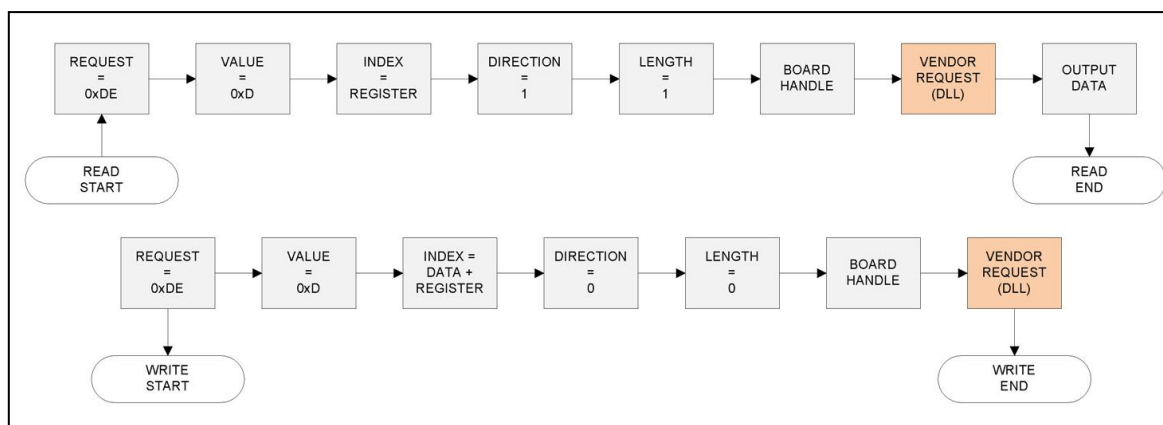
V této kapitole jsou blokově popsány pomocí algoritmů funkce, které realizují přípravu komunikace a samotnou komunikaci skrze USB rozhraní mezi deskou a počítačem. Funkce využívají ke svému chodu základní funkce DLL knihovny (viz nahoře).

Je nutné zdůraznit, že tyto funkce a tedy ani výše zmíněné funkce DLL knihovny, z kterých tyto funkce vycházejí, nekomunikují přímo s obvodem AD5933, nýbrž s mikrokontrolérem (MCU), jež řídí veškeré funkce zkušební desky. K tomu to účelu jsou důležité registry MCU (viz **Příloha II**).



Obr. 21: Implementace funkce *Load Firmware* algoritmem.

Z algoritmu funkce Load Firmware (**Obr. 21**) je patrná jasná posloupnost již zmíněných funkcí DLL knihovny, přičemž jedinou komplikací může být nenalezení žádné desky funkcí Search for Board, což vyvolá následnou chybu spojení a po upozornění uživateli ukončí program.



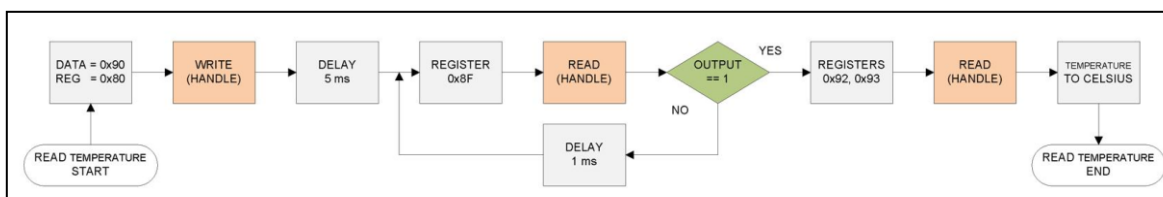
Obr. 22: Implementace funkcí *Read* a *Write* algoritmem.

Algoritmy funkcí pro čtení a zápis dat (funkce *Read* a *Write*, viz **Obr. 22**) jsou jen praktickou konkretizací funkce *DLL* knihovny *Vendor request*, a to především z důvodu lepší přehlednosti v konečné implementaci celého softwaru.

3.3.3 Implementace funkcí komunikace s AD5933

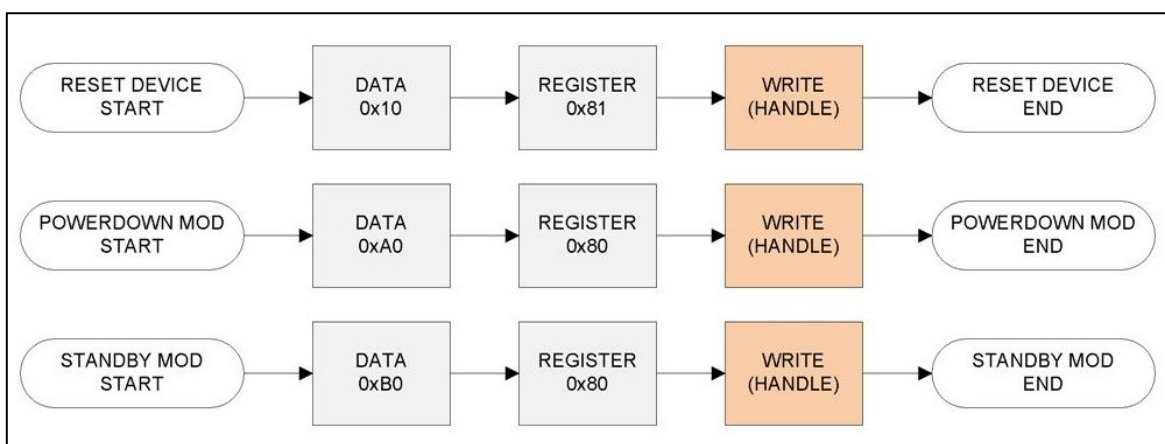
Doposud byla probírána pouze komunikace pomocí USB rozhraní mezi deskou (respektive mikrokontrolérem) a počítačem, což samo o sobě neznamená realizaci nastavení a měření pomocí důležitého integrovaného obvodu AD5933. Mikrokontrolér komunikuje s AD5933 pomocí I²C sběrnice, jejíž princip a parametry nejsou předmětem této práce, protože jsou dány firmwarem mikrokontroléru, který je nahráván pomocí funkce *DLL* knihovny *Download Firmware*.

V této kapitole budou tedy popsány základní funkce pro nastavení a měření integrovaného obvodu AD5933 prostřednictvím výše zmíněných funkcí pro komunikaci mezi mikrokontrolérem a počítačem.



Obr. 23: Implementace funkce *Read Temperature* algoritmem.

Zkušební deska s integrovaným obvodem AD5933, respektive sám obvod AD5933, disponuje senzorem teploty (**Obr. 23**), tudíž v programu je zakomponována také možnost měření teploty okolí. Jedná se o jednorázové měření po stisku tlačítka, nikoliv o kontinuální měření v čase jako v případě impedance.

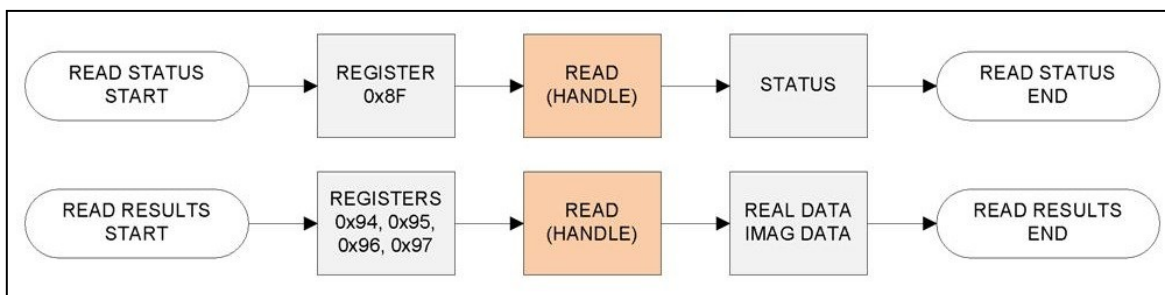


Obr. 24: Implementace funkcí *Reset*, *PowerDown* a *StandBy* algoritmem.

Na obrázku **Obr. 24** jsou zobrazeny algoritmy řídicích funkcí celé zkušební desky (včetně AD5933 a mikrokontroléru). Funkce *Reset* je obvykle aplikovaná při změnách parametrů nastavovaných pro měření impedance integrovaným obvodem AD5933, jedná se o reset pomocí kontrolního registru oscilátoru.

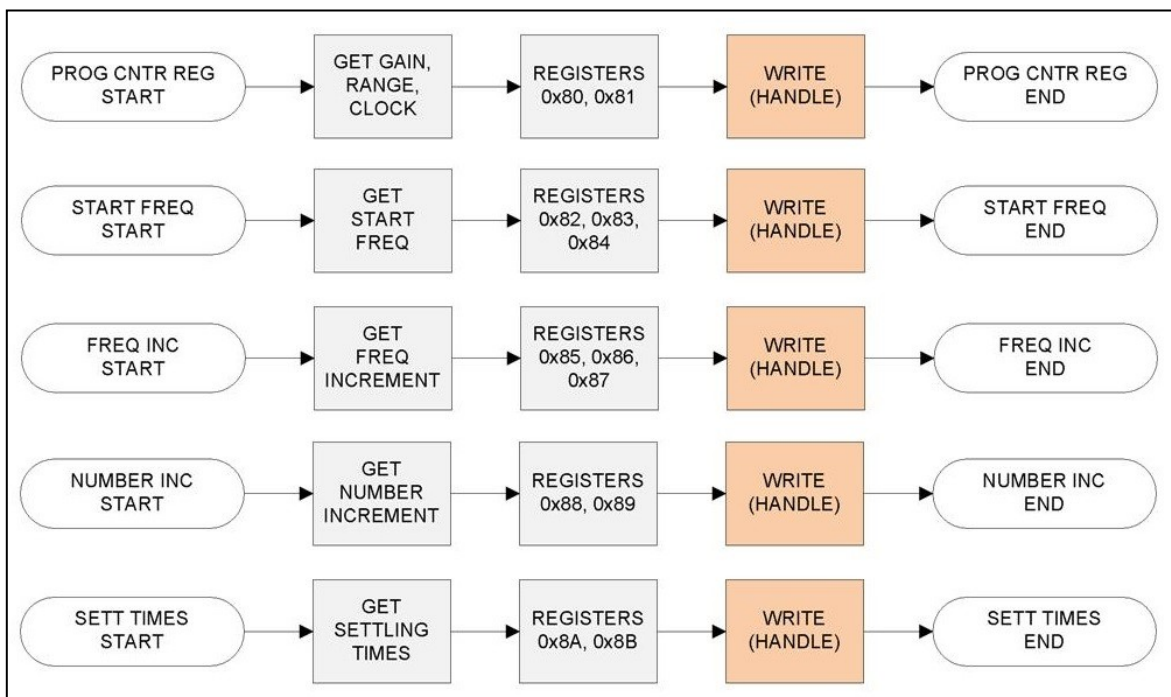
Funkce *PowerDown* je důležitá pro snížení odebíraného proudu, pokud není použita, dochází jak k většímu odběru energie, tak k doprovodnému zahřívání zejména integrovaného obvodu AD5933, jehož životnost může být tímto snížena a zároveň dochází ke špatnému odečítání okolní teploty teplotním senzorem.

Poslední řídicí funkcí je funkce *StandBy*, které uvede zařízení do vyčkávacího módu, což je použito zejména v mezikase před měřením, dokud není inicializováno impedanční měření.



Obr. 25: Implementace funkcí *Read Status* a *Read Results* algoritmem.

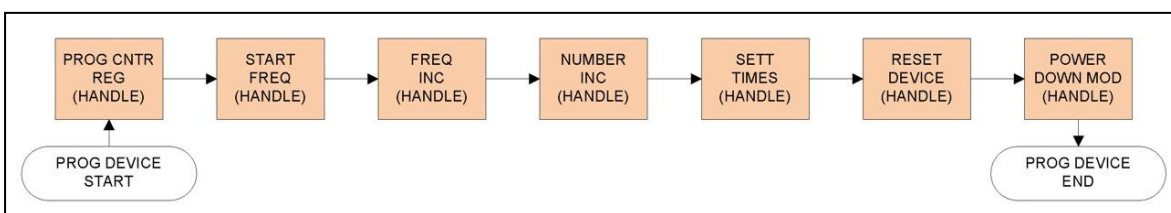
Na obrázku **Obr. 25** jsou vyobrazeny algoritmy funkce *Read Status*, která čte aktuální stav obvodu AD5933 ze stavového registru mikrokontroléru, a funkce *Read Results*, jež čte dva byty reálné a dva byty imaginární složky měřené impedance.



Obr. 26: Implementace funkcí pro nastavení parametrů měření obvodu AD5933 algoritmem.

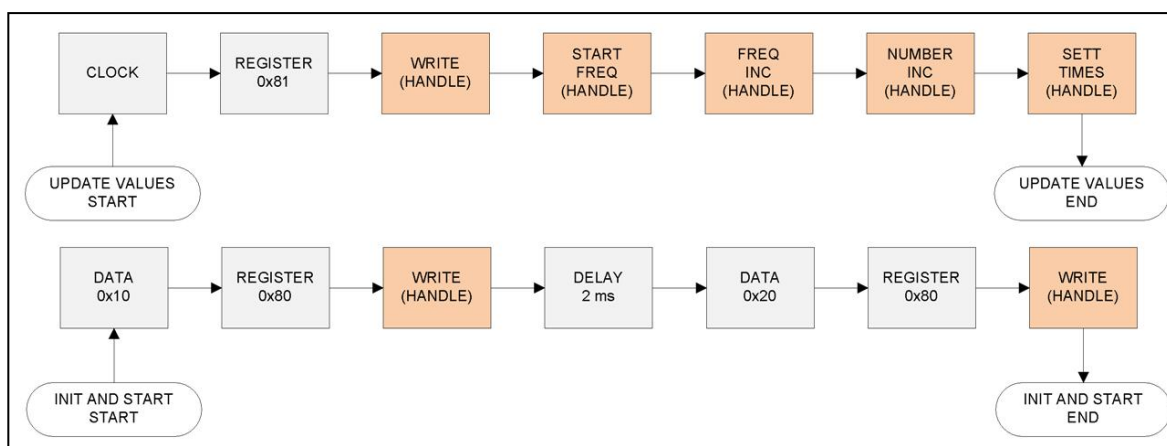
Sled funkcí z obrázku **Obr. 26** slouží pro nastavení obvodu AD5933 před impedančním měřením, a to nastavení parametrů zesílení, napěťového rozsahu, typu oscilátoru, počáteční frekvence, frekvenčního přírůstku, počtu přírůstků a doby ustálení. Všechny tato parametry jsou zadávány uživatelem v GUI softwaru.

Tyto funkce jsou pak zařazeny do posloupnosti k naprogramování obvodu AD5933 podle algoritmu funkce Program Device (viz **Obr. 27**), na jejímž konci je obvod resetován a uveden do PowerDown módu.



Obr. 27: Implementace funkce *Program Device* algoritmem.

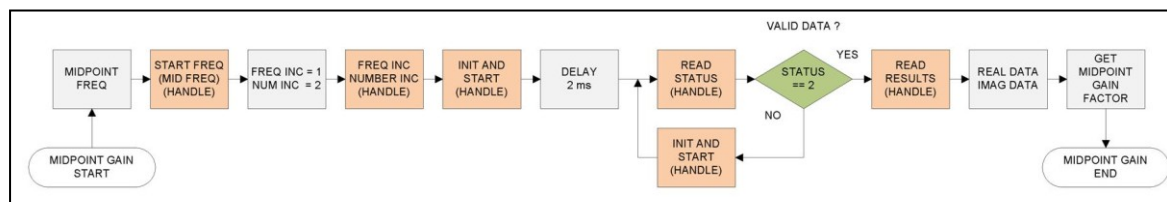
Následující dvě funkce (viz **Obr. 28**) Update Values a Init and Start jsou součástí každého impedančního měření a zajišťují správnost konfigurace obvodu AD5933 a jeho inicializaci s nastavenou počáteční frekvencí. Funkce Update Values je zjednodušenou obdobou funkce Program Device. V algoritmu funkce Init and Start je vidět zaprvé inicializace obvodu AD5933 počáteční frekvencí (zápis 0x10 do kontrolního registru) a start měření (zápis 0x20 do kontrolního registru) po dostatečné časové prodlevě (2 ms).



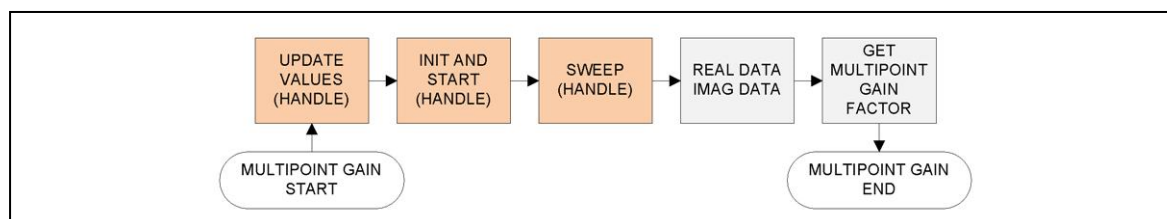
Obr. 28: Implementace funkcí *Update Values* a *Init and Start* algoritmem.

3.3.4 Implementace funkcí kalibračního faktoru zesílení

Před samotným měřením impedance musí být obvod AD5933 kalibrován a z této kalibrace je pak vypočten tzv. faktor zesílení, pomocí něhož se vypočítává konečná hodnota impedance při samotném měření. Obvod AD5933 může být kalibrován přesným rezistorem kondenzátorem nebo jejich kombinací a výsledný faktor zesílení může být jednobodový (viz **Obr. 29**), kdy pro všechny frekvence měření je jediná hodnota, nebo vícebodový (viz **Obr. 30**), kdy pro každou frekvenci je vypočten faktor zesílení zvlášť.

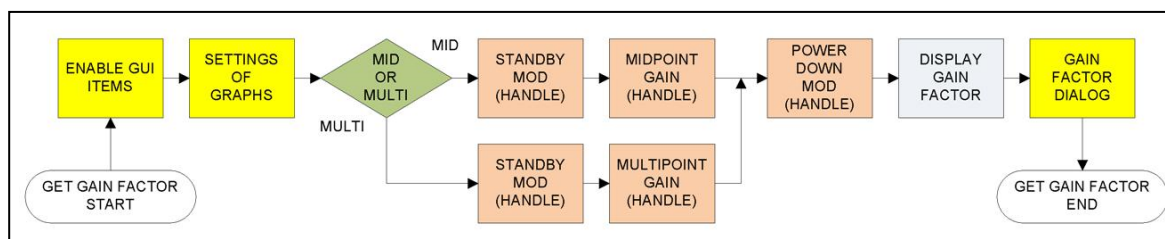


Obr. 29: Implementace funkce pro výpočet jednobodového kalibračního faktoru zesílení algoritmem.



Obr. 30: Implementace funkce pro výpočet vícebodového kalibračního faktoru zesílení algoritmem.

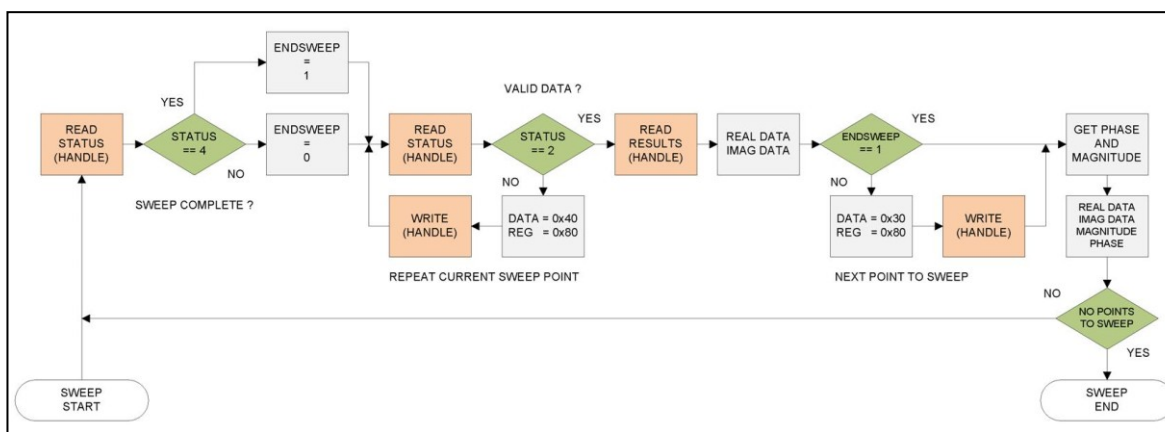
I přesto, že z výše uvedených algoritmů se může zdát, že vícebodový kalibrační faktor zesílení je jednodušší, opak je pravdou. Zatím co u jednobodové verze faktoru zesílení je provedeno kalibrační měření na jedné frekvenci, tak u vícebodového kalibračního faktoru zesílení musí proběhnout měření celým spektrem uživatelem nastavených frekvencí (blok algoritmu SWEEP, jež je vyjádřen samostatným algoritmem níže).



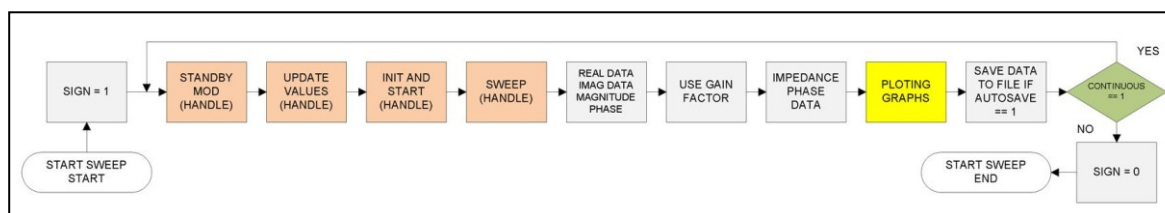
Obr. 31: Implementace funkce pro získání kalibračního faktoru zesílení algoritmem.

3.3.5 Implementace funkcí pro měření impedance

Tato část programu je prakticky ta nejdůležitější z hlediska provedení samotného měření impedance a z hlediska ladění a správnosti měření bylo na tuto část vynaloženo nejvíce času. Samotné měření začíná ověřením správnosti nastavených parametrů, poté je obvod AD5933 inicializován počáteční frekvencí a měření je na této frekvenci započato, přičemž je vždy změřena impedance na každé nastavené frekvenci. Tento cyklus může být proveden jednou (jednorázové měření, viz **Obr. 32**) nebo vícenásobně (kontinuální měření v čase, viz **Obr. 33**).



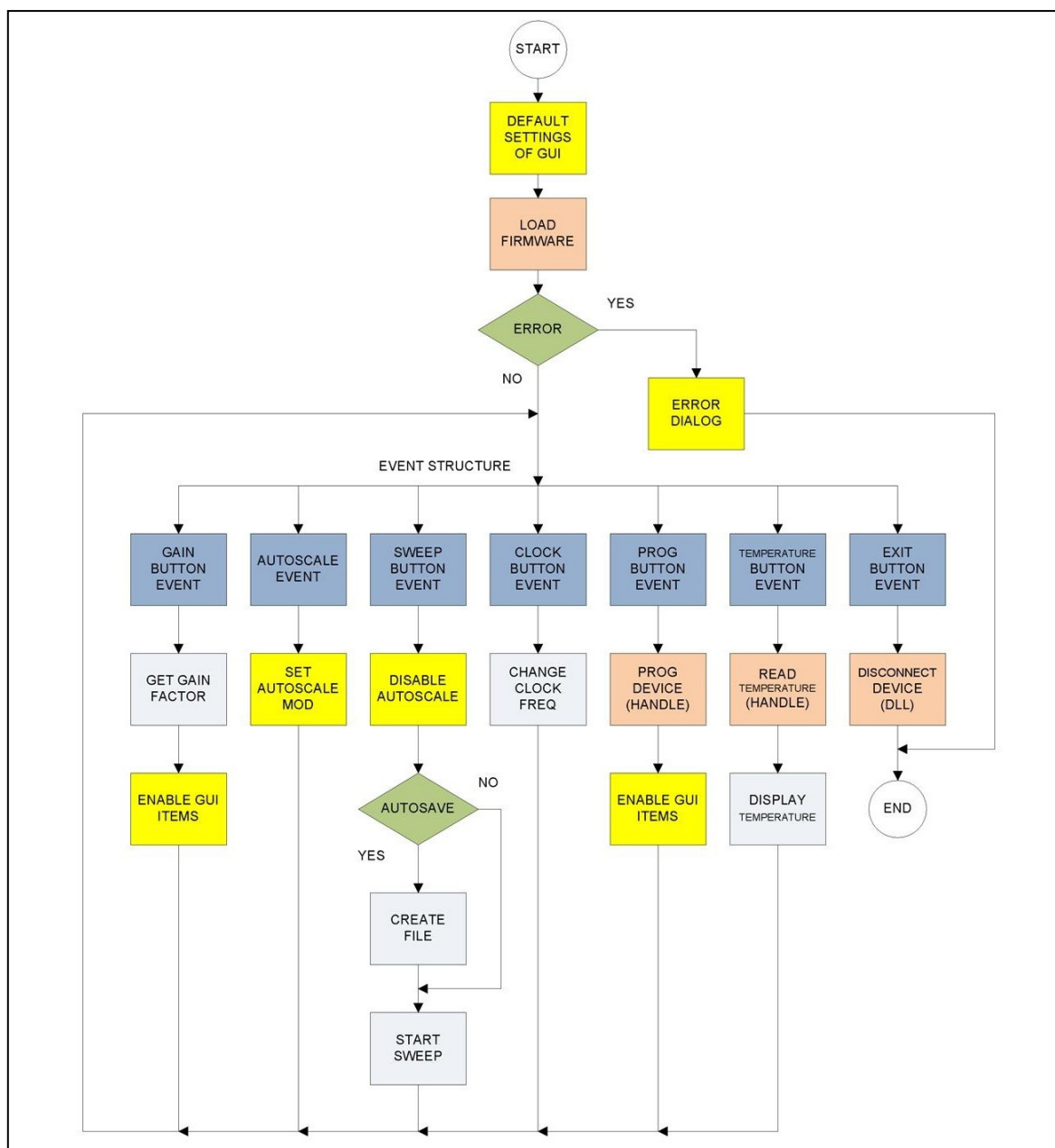
Obr. 32: Implementace funkce pro měření impedance algoritmem (jeden cyklus měření).



Obr. 33: Implementace funkce pro přípravu k měření, měření a ukládání impedance algoritmem.

3.3.6 Algoritmus vytvořeného softwaru

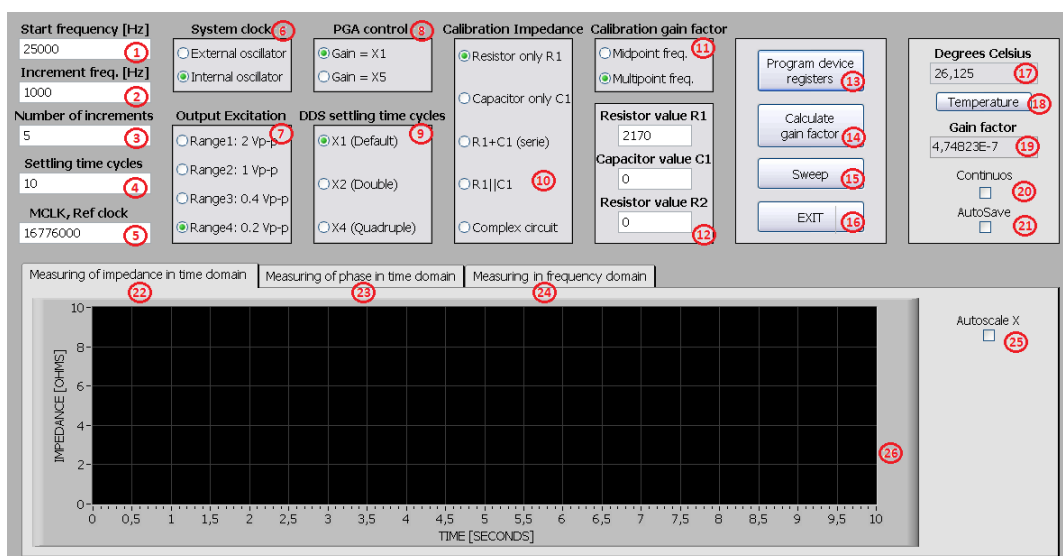
Kombinace všech výše zmíněných funkcí dává vzniknout konečnému celkovému algoritmu (viz **Obr. 34**) vytvořeného softwaru, který reprezentuje programovou funkční část programu a z důvodu rozsáhlosti ve vývojovém prostředí *LabView 2011 Student Edition* je jedinou možností jeho vyjádření.



Obr. 34: Celkový algoritmus vytvořeného softwaru.

3.3.7 Grafické uživatelské rozhraní softwaru

V kapitolách výše je názorně vyobrazena vnitřní programová struktura vytvořeného softwaru ke zkušební desce s obvodem AD5933, což samo o sobě pro uživatele dostatečně nepopisuje možnosti programu z hlediska ovládání a názornosti zobrazení výsledků, proto celý tento vnitřní kolos zaštiťuje grafické uživatelské rozhraní (GUI), které má za úkol zjednodušit a zpřehlednit ovládání programu při měření impedance a názorně uživateli zobrazit naměřená data nebo mu nabídnout jejich uložení. Vzhled programu byl inspirován původním programem dodávaným výrobcem, do nějž byly vsazeny změny týkající se chtěných funkcí pro tuto práci.



Obr. 35: GUI vytvořeného softwaru pro měření impedance pomocí obvodu AD5933.

Na obrázku **Obr. 35** je vyobrazeno GUI vytvořeného softwaru ke zkušební desce s integrovaným obvodem AD5933, který byl vytvořen ve vývojovém prostředí **LabView 2011 Student Edition**. K programu je také přehledný uživatelský manuál (viz **Příloha IV**).

Jednotlivé prvky GUI jsou popsány takto:

1. Nastavení počáteční frekvence měření impedance (Hz).
2. Nastavení o jaký frekvenční přírůstek se bude frekvence měnit (Hz).
3. Nastavení počtu frekvenčních přírůstků (-).
4. Nastavení délky doby ustálení, jak dlouho se měří jedna hodnota (cykly oscilátoru).
5. Nastavení jmenovité frekvence oscilátoru (Hz).
6. Výběr mezi externím nebo interním oscilátorem.
7. Nastavení napětíového rozsahu měřicího střídavého signálu (V).
8. Výběr zesílení vstupního modulovaného signálu.
9. Nastavení rozšíření délky doby ustálení.
10. Výběr typu kalibrační impedance.
11. Výběr typu kalibrace, typu vypočteného faktoru zesílení.
12. Nastavení hodnoty kalibrační impedance (Ω , F).
13. Tlačítko pro naprogramování obvodu AD5933 hodnotami prvků GUI 1-9.
14. Tlačítko pro výpočet faktoru zesílení dle prvků GUI 10-12.
15. Tlačítko pro začátek impedance měření, je aktivní až po vypočtení faktoru zesílení.
16. Tlačítko k ukončení programu.
17. Zobrazení změřené teploty okolí ve stupních Celsia po stisku tlačítka GUI 18.
18. Tlačítko, po jehož stisku bude odečtena hodnota teploty okolí z teplotního senzoru a zobrazena.
19. Zobrazení vypočteného faktoru zesílení po stisku tlačítka GUI 14.
20. Zapnutí/vypnutí kontinuálního měření impedance v čase.
21. Povolení ukládání dat do textového souboru dle výběru uživatele.
22. Měření impedance v časové doméně (graf).
23. Měření fáze v časové doméně (graf).
24. Jednorázové měření ve frekvenční doméně (grafy impedance a fáze).
25. Zapnutí/vypnutí automatického rozlišení grafů.
26. Oblast grafů.

3.4 Metodika měření

Zvolená metodika měření bioimpedance pomocí navrhnutého a realizovaného měřicího řetězce je uzpůsobena k určení vytyčených závislostí resp. jejich vyvrácení a bez správně nastavené metodiky by byla naměřená data nevhodná ke zpracování a nemusela by vypovídat o předpokládaných skutečnostech.

Měřená veličina:

Vodivost (impedance) mezi řidičovými horními končetinami.

Dále jsou zaznamenávány tyto veličiny:

Čas jízdy, počet dob vysoké impedance (jen jedna nebo žádná elektroda není v kontaktu s řidičem), okamžité rychlosti v daných časech, počasí.

Testované závislosti:

1. Rozdíly mezi okamžitými hodnotami *měřené veličiny* dle doby jízdy.
2. Závislost *měřené veličiny* na věku řidiče (zkušenostech).
3. Závislost *měřené veličiny* na denní době (den - světlo/ noc - tma).
4. Závislost *měřené veličiny* na stupni provozu (všední den - vyšší provoz/víkend - nízký provoz).

Trasy:

Pro postup měření je realizována trasa, kterou absolvoval každý řidič za různých podmínek. Trasa je časovou náročností odhadována cca na 30 min.

Řidiči (objekty měření):

Měřením prochází tři řidiči, dle věku. První mezi 20-ti a 40-ti lety, druhý mezi 40-ti a 60-ti lety a poslední starší 60-ti let.

Postup měření:

Každý řidič absolvuje trasu třikrát, a to o víkendu za dne, o víkendu za tmy a ve všední den za tmy, přičemž po celou dobu jízdy každého měření je měřena hodnota *měřené veličiny* a jsou zaznamenávány další údaje, jako okamžité hodnoty impedance v různých časech jízdy, okamžité rychlosti v předem daných intervalech a jsou počítány případy vysoké impedance.

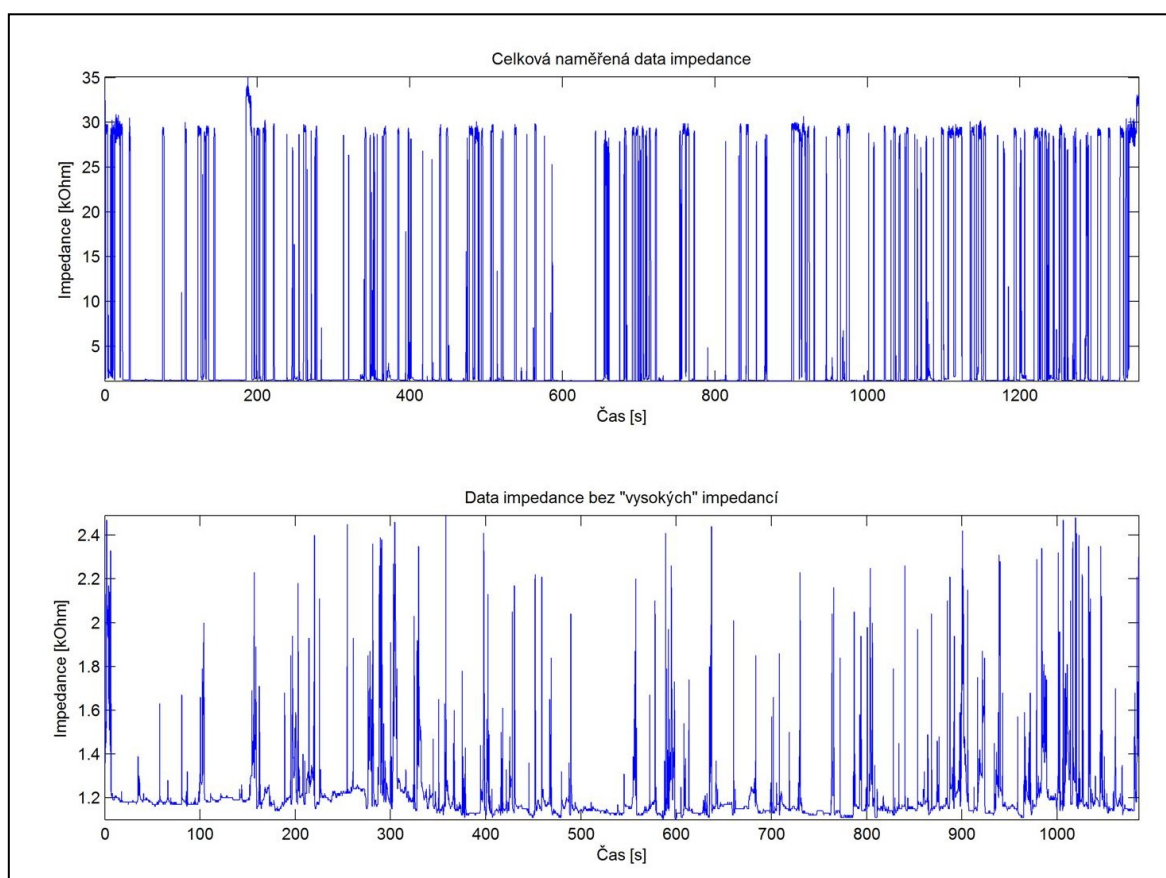
Předpokládané výsledky po zpracování naměřených dat:

Vyvrácení či potvrzení předpokládaných závislostí, tedy ověření zda se nějak výrazně mění impedance řidiče během jízdy, a to i za předpokladu různých základních podmínek, kterým je řidič vystaven.

4 Analýza dat a statistické zhodnocení výsledků

Z měření impedance řidiče dle zvolené metodiky měření bylo vytvořeno devět souborů, kdy každý soubor naměřených impedancí obsahoval impedanční data z šesti měřených frekvencí od 25 kHz do 30 kHz, přičemž každý soubor měl jiný počet prvků (dle délky jízdy). Aby bylo využito impedančních dat všech frekvencí, byly tyto frekvence zprůměrovány a pro každou jízdu každého řidiče pak vznikl jeden soubor impedančních dat.

Takto získaných devět souborů impedančních dat, však stále příliš nevyhovuje k dalšímu zpracování, vzhledem k tomu, že impedanční data jsou v podstatě superpozicí „normálního“ průběhu impedance řidiče a průběhu vysokých impedancí, které jsou způsobeny nulovým kontaktem mezi horními končetinami řidiče a elektrodami volantu (řazení, řízení jednou rukou, ndržení volantu apod.). Data pak po vykreslení vypadají, jako je tomu na obrázku **Obr. 36**.



Obr. 36: Příklad vykreslených dat bez vysokých impedancí (dole) a celkového souboru (nahore).

Z výše uvedené ukázky „surových“ impedančních dat je zřejmé, že musí být dále zpracovány, aby mohly být posléze vyhodnoceny. Jako další zpracování bylo vybráno rozdělení každého souboru po určitých intervalech a odstranění vysokých impedancí filtrací v jednotlivých úsecích, čímž je zachována časová informace a zároveň jsou odstraněna data, která by do statistického vyhodnocení zanesla jen spousty odlehlých dat a zkreslení výsledků. V následujících kapitolách je provedena explorační analýza filtrovaných impedančních dat a také srovnání průběhů mediánů v jednotlivých časových intervalech (srovnání trendů mediánů).

4.1 Explorační analýza impedančních dat

Jak již bylo zmíněno v úvodu do statistického zhodnocení naměřených dat, tak „surová“ impedanční data, byla zbavena nežádoucích vysokých impedancí a takto získaná filtrovaná data, byla podrobena explorační analýze v programech *Statgraphics 5* a *Matlab 2012a*. V následující tabulce jsou vypsány důležité statistické parametry jednotlivých souborů impedančních dat.

Tab. 3: Základní statistické parametry jednotlivých souborů.

Statistický parametr	Hodnoty pro věk do 30 let	Hodnoty pro věk mezi 30 a 60 lety	Hodnoty pro věk nad 60 let
<i>Obtížnost jízdy (nízký provoz, za dne)</i>			
Aritmetický průměr [Ω]	1216,37	1367,46	2613,93
Modus [Ω]	1150,00	1156,00	1570,00
Minimum [Ω]	1100,00	1136,00	1540,00
Maximum [Ω]	2490,00	3986,00	5998,00
Rozsah [Ω]	1390,00	2850,00	4458,00
Dolní kvartil [Ω]	1140,00	1205,00	1825,00
Medián [Ω]	1170,00	1302,00	2181,00
Horní kvartil [Ω]	1210,00	1415,00	3132,00
Interkvartilové rozpětí [Ω]	70,00	210,00	1307,00
95 % konfidenční interval pro průměr [Ω]	1216,37 +/- 3,08	1367,46 +/- 5,51	2613,93 +/- 23,55
<i>Obtížnost jízdy (nízký provoz, večer)</i>			
Aritmetický průměr [Ω]	1926,37	2356,24	2747,53
Modus [Ω]	1809,00	2104,00	2620,00
Minimum [Ω]	1713,00	1830,00	1932,00
Maximum [Ω]	2995,00	4992,00	5990,00
Rozsah [Ω]	1282,00	3162,00	4058,00
Dolní kvartil [Ω]	1788,00	2087,00	2336,00
Medián [Ω]	1825,00	2167,00	2553,50
Horní kvartil [Ω]	1882,00	2403,00	2867,00
Interkvartilové rozpětí [Ω]	94,00	316,00	531,00
95 % konfidenční interval pro průměr [Ω]	1926,37 +/- 4,67	2356,24 +/- 11,07	2747,53 +/- 14,68
<i>Obtížnost jízdy (vyšší provoz, večer)</i>			
Aritmetický průměr [Ω]	2460,25	4149,27	3349,43
Modus [Ω]	2291,00	3030,00	2954,00
Minimum [Ω]	1188,00	3010,00	2461,00
Maximum [Ω]	4984,00	6990,00	7979,00
Rozsah [Ω]	3796,00	3980,00	5518,00
Dolní kvartil [Ω]	2299,00	3290,00	2823,00
Medián [Ω]	2372,00	4140,00	3038,00
Horní kvartil [Ω]	2525,00	4750,00	3461,00
Interkvartilové rozpětí [Ω]	226,00	1460,00	638,00
95 % konfidenční interval pro průměr [Ω]	2460,25 +/- 5,98	4149,27 +/- 19,56	3349,43 +/- 18,66

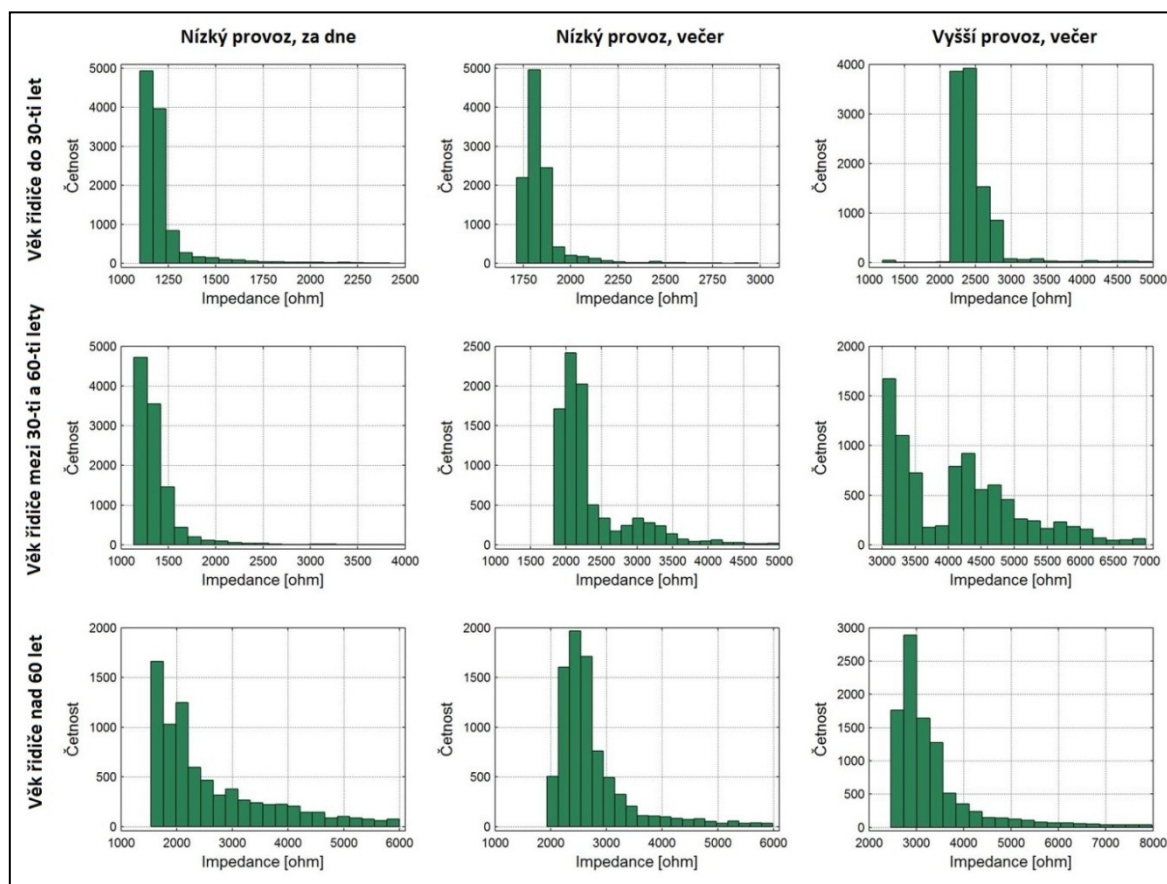
Popis parametrů tabulky:

Již z prvních nahlédnutí na statistické parametry jednotlivých jízd (souborů) z tabulky **Tab. 3** je zřejmá jistá závislost impedance na věku, zkušenostech a obtížnosti jízdy vzhledem k vnějším podmínkám. U prvních dvou věkových skupin dochází prakticky u všech parametrů spolu s rostoucí obtížností k nárůstu těchto hodnot, což pravděpodobně značí zvýšení nejistoty v jízdě, nutnost častější úpravy jízdy vzhledem k vnějším podmínkám. U nejstaršího řidiče k tomuto zvýšení dochází také, ale v menší míře, což může vypovídat o větších zkušenostech, naopak u parametru interkvartilové rozpětí dochází v této věkové kategorii k opačnému efektu, jízda je za lepších podmínek více agresivní a se zvyšující obtížností se agresivita jízdy snižuje.

Z hlediska pozdějšího vyhodnocení bude pravděpodobně nejvýznamnějším parametrem medián, respektive trend mediánu v daných časových úsecích každého souboru.

4.1.1 Grafy explorační analýzy

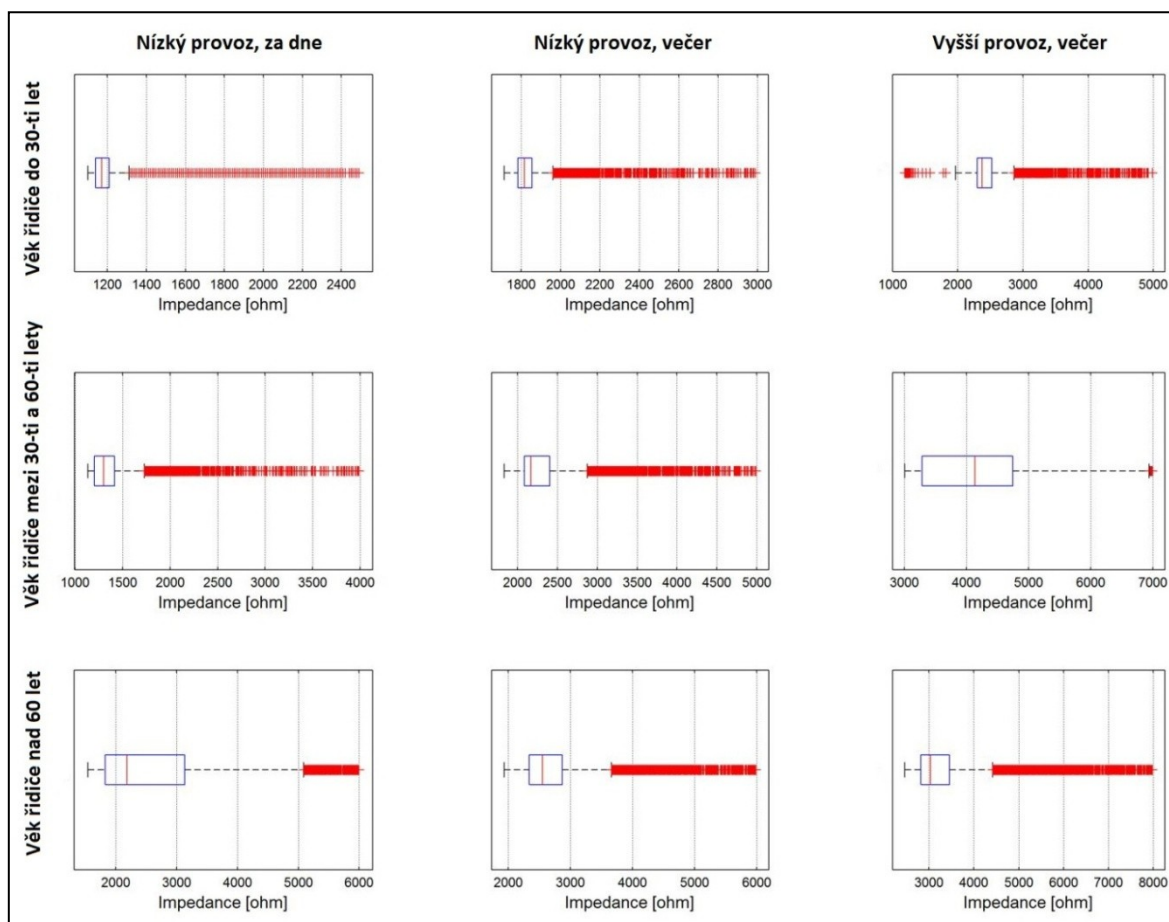
Pro explorační analýzu byly vybrány dva typy grafických vyjádření, které jsou schopny vizuálně popsat stav jednotlivých souborů dat, histogramy vyjadřující četnost impedancí v jednotlivých souborech dle rozdělených intervalů a krabicové grafy korespondující s histogramy, avšak graficky popisující již i některé statistické parametry z tabulky **Tab. 3**.



Obr. 37: Histogramy všech devíti impedancečních souborů dle věku řidiče a typu jízdy.

Popis histogramů:

Jak již bylo zmíněno u komentáře k tabulce **Tab. 3** dochází také u histogramů z obrázku **Obr. 37** k viditelnému posunu středu histogramu vzhledem k obtížnosti jízdy a věku. Podobně je také dobře viditelný rozdíl mezi rozptýly hodnot jak mezi soubory s různým věkem řidiče, tak také s různou obtížností jízdy. Posledním důležitým společným znakem všech souborů je, že ani jeden soubor nepochází z normálního rozdělení, což bylo mimo vizualizaci histogramy ověřeno také testy normality v softwaru *Statgraphics 5*. Na všechny soubory byl aplikován Chi-Square test s nulovou hypotézou, že soubory jsou z normálního rozdělení, ale vzhledem k tomu, že u všech testů vyšla p-hodnota menší než 0,001, tak byla nulová hypotéza zamítnuta, a to na hladině významnosti 5%.



Obr. 38: Krabicové grafy všech devíti impedančních souborů dle věku řidiče a typu jízdy.

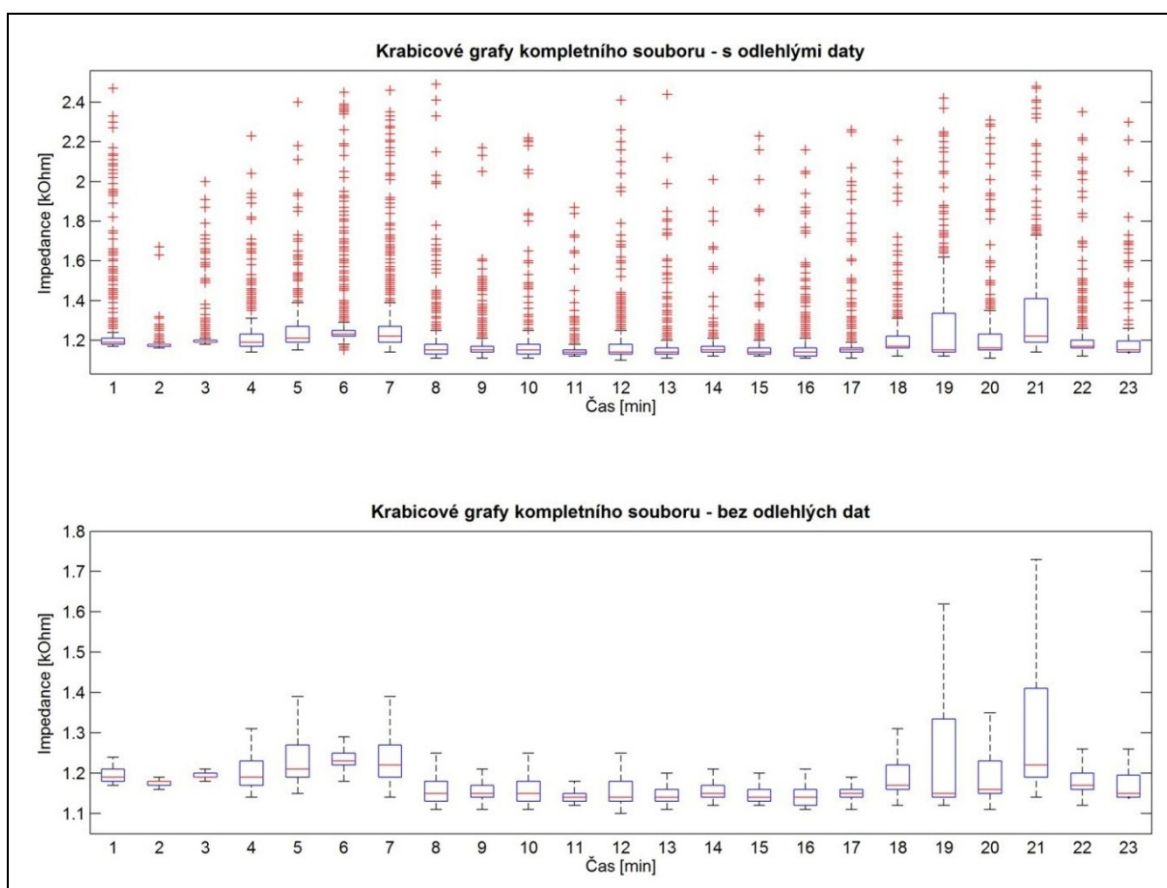
Popis krabicových grafů:

Krabicové grafy z obrázku **Obr. 38** potvrzují tendence naměřených dat, které již byly nastíněny u popisů tabulky parametrů a histogramů, také dobře ukazují jak úzká část naměřených dat i po filtraci spadá do interkvartilového rozpětí, což v důsledku znamená u všech souborů poměrně značné množství odlehklých dat.

4.2 Statistické vyhodnocení

V úvodu kapitoly statistické analýzy a statistického vyhodnocení byla zmíněna metoda, které je k vyhodnocení použita, a to rozdělení každého souboru do menších řekněme minutových intervalů, které jsou separátně filtrovány od vysokých impedancí. U takto získaných filtrovaných intervalů je vhodné se zaměřit na jeden parametr, který dostatečně kopíruje chování impedance v celém souboru, na což nám dala odpověď explorační analýza, kde se ukázal jako nejvhodnější parametr medián.

První možností jak vyjádřit vlastnosti jednotlivých intervalů v souboru je vyjádření řadou krabicových grafů (viz příklad **Obr. 39**). Tato vizualizace je názorná a dokáže vyjádřit chování více než jednoho parametru v souboru, avšak při tomto množství dat se krabicové grafy mohou zdát poměrně přelácané a při blízkých hodnotách vyjádřených parametrů mohou být i krajně nepřehledné. Z tohoto důvodu se vyhodnocení dat zaměří na jediný parametr, a to medián v jednotlivých časových intervalech.



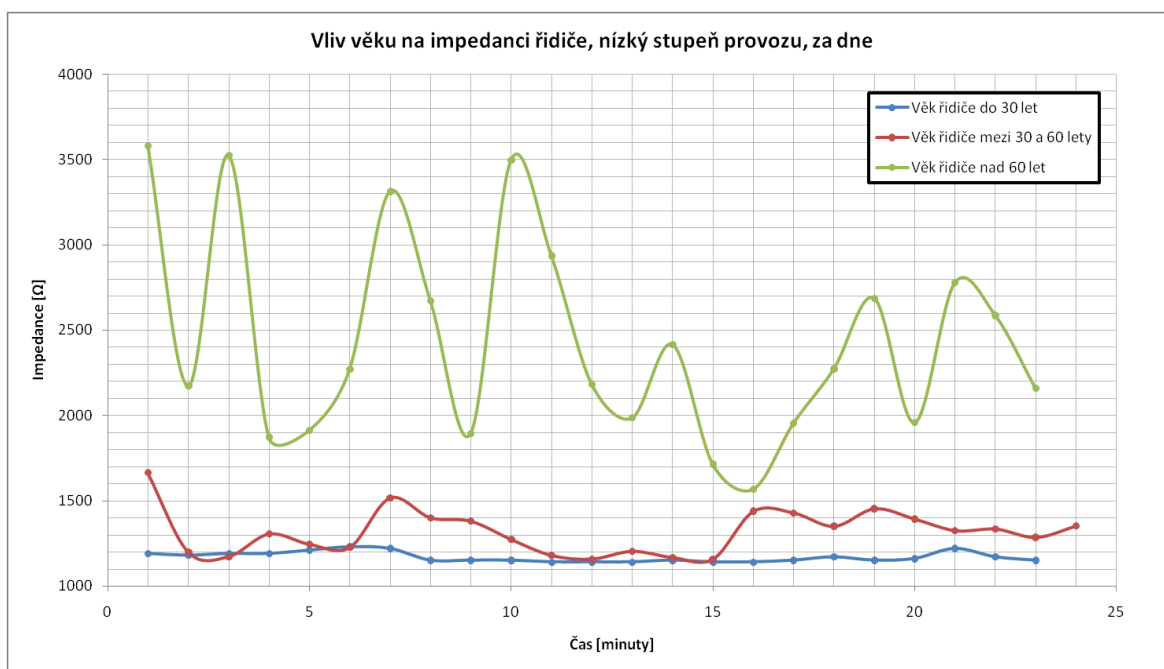
Obr. 39: Krabicové grafy jednotlivých intervalů souboru impedančních dat řidiče ve věku do 30-ti let, za jízdy v nízkém provozu, za dne.

Postup zpracování u každého z devíti souborů byl tedy následující. Datový záznam impedancí o délce do 30 minut byl rozdělen do časových intervalů, kdy délka každého intervalu byla jedna minuta. Z takto vzniklých časových intervalů impedančních dat byly odstraněny hodnoty vysokých impedancí, z čehož zůstaly pouze data „normální“ impedance řidiče. Takto

filtrované intervaly měly každý různou délku, vzhledem k různému poměru mezi normální a vysokou impedanční složkou dat. Posledním krokem byl výpočet mediánu z každého takto vytvořeného časového intervalu, což dalo za vznik vektoru mediánů v minutových úsecích celého souboru impedančních dat.

4.2.1 Vliv věku na impedanci řidiče

V této části statistického vyhodnocení jsou porovnány vektory mediánů jednotlivých řidičů vzhledem k jejich věku. I když z následujících grafů může být nějaká závislost pozorována, s vysokou pravděpodobností se nemůže jednat o ostrou závislost mezi věkem a impedancí řidiče, protože během měření se uplatňovalo mnoho dalších faktorů, a to i ty, které nesouvisí s aktuální jízdou automobilem, jako individuální fyziologie jedince, aktuální zdravotní stav, zkušenosti a styl řízení apod.

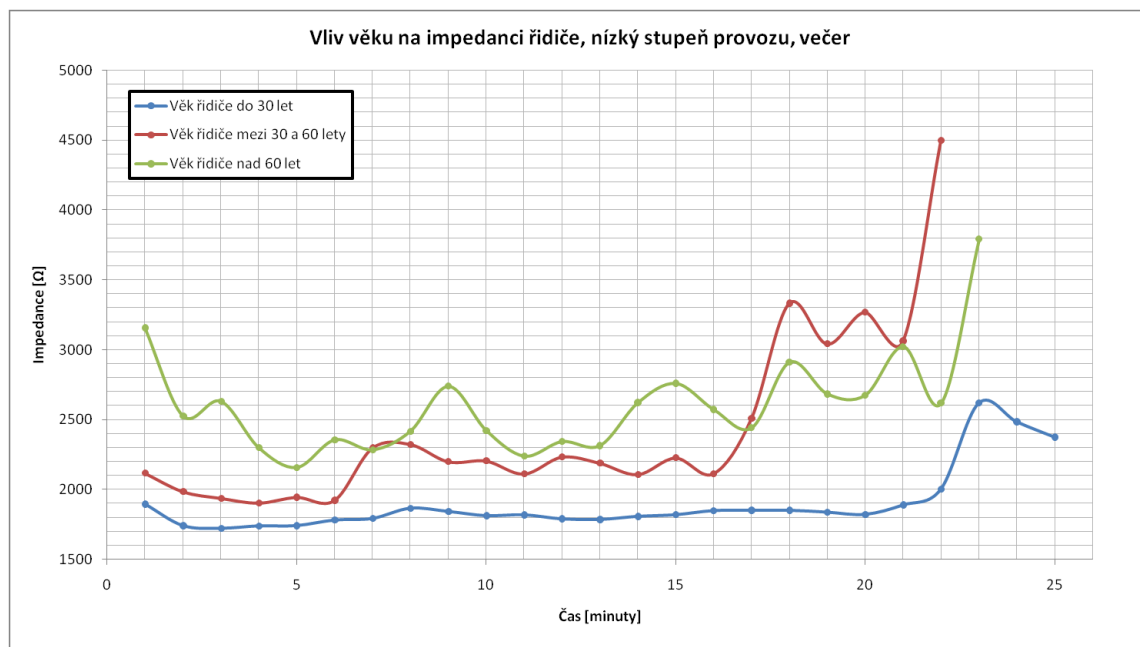


Obr. 40: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na věku řidiče, nízký stupeň provozu, jízda za dne.

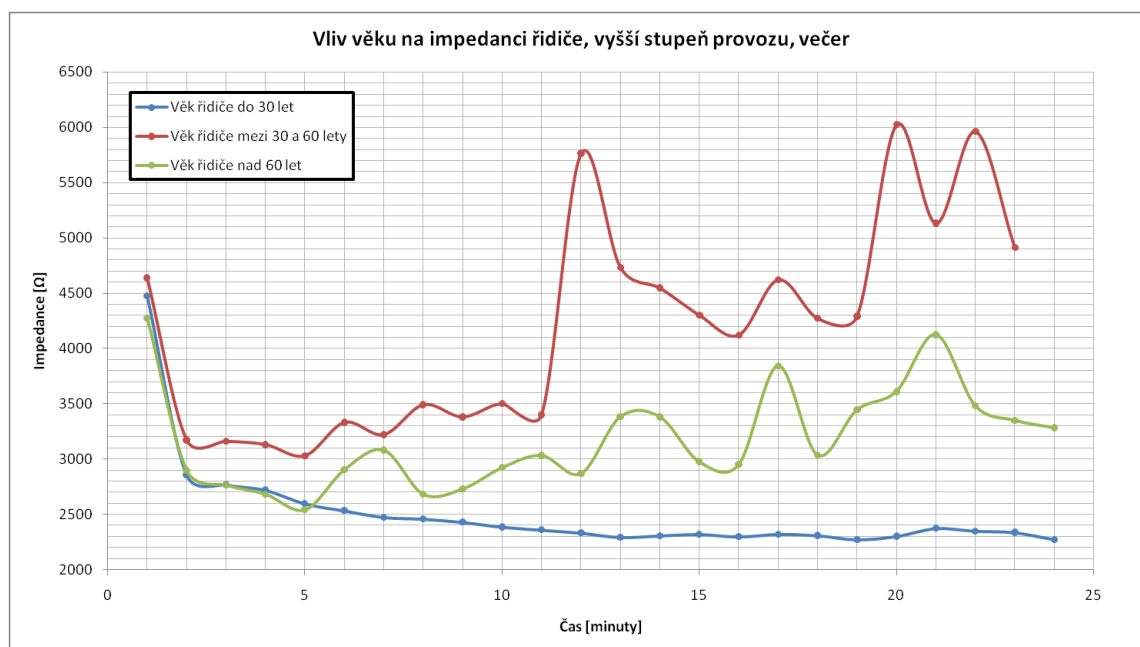
U všech obtížností jízd byly průběhy impedancí vzhledem k věku řidičů poměrně dost separovány a byly mezi nimi dostatečné rozdíly, přičemž u dvou ze tří průběhů byla posloupnost průběhů dána věkem, tedy nízký věk se rovnal nejnížší impedanci, střední věk se rovnal středně velké impedanci a vysoký věk byl roven nejvyšší impedanci (viz **Obr. 40** a **Obr. 41**).

Aby byla závislost na věku určena s mnohem větší pravděpodobností, muselo by měřením projít mnohem více respondentů, s čímž souvisí mnohem větší počet realizovaných jízd, avšak v tomto případě lze na základě teoretických předpokladů a výsledků z měření předpokládat, že impedance je jistým způsobem ovlivněna stářím tkání, hydratací a dalšími fyziologickými parametry spojenými s věkem člověka. Tato závislost má však spíše vliv na kalibraci případného

zařízení, které by pomocí impedance řidiče vyhodnocovalo rizika, než na samotné vyhodnocování rizik při jízdě automobilem.



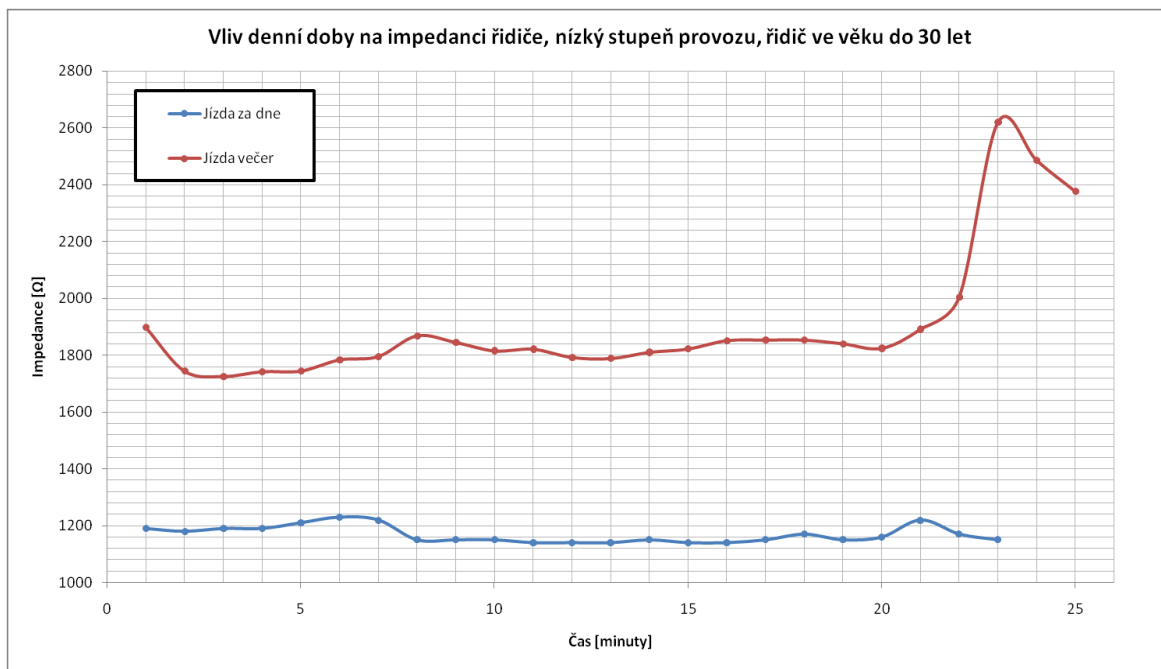
Obr. 41: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na věku řidiče, nízký stupeň provozu, jízda večer.



Obr. 42: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na věku řidiče, vyšší stupeň provozu, jízda večer.

4.2.2 Vliv denní doby na impedanci řidiče

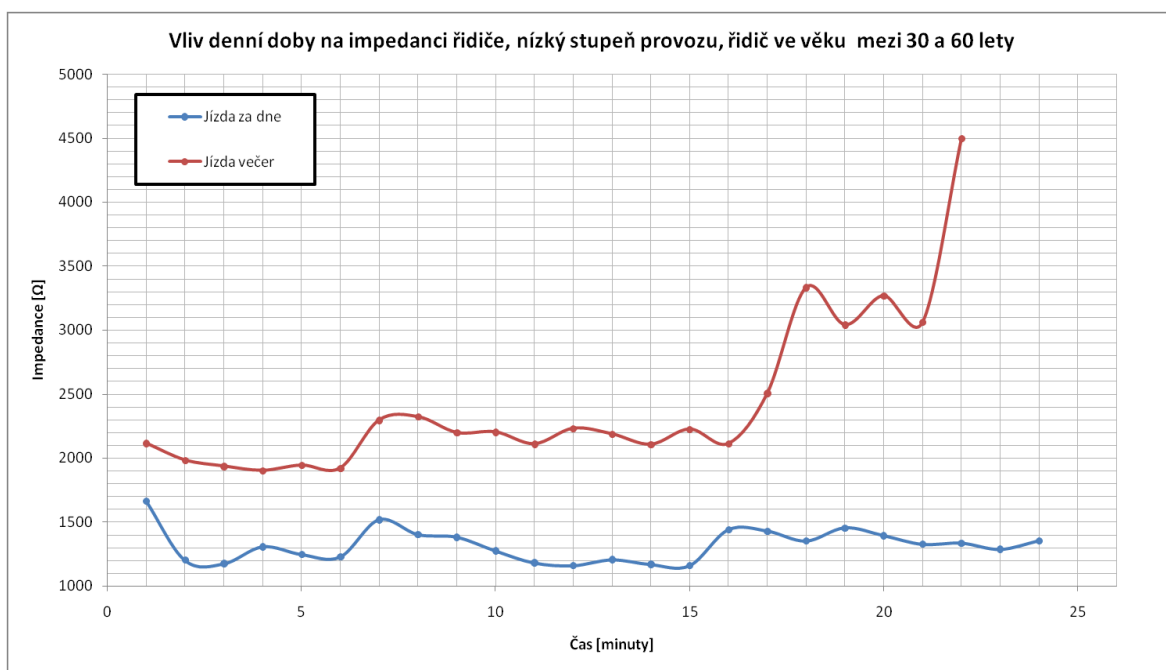
Další zkoumanou závislostí řidičovy impedance je závislost na denní době, kdy probíhá samotná jízda. Obecně platí, že jízda za tmy s vlivem umělého osvětlení (měst) nebo nulového umělého osvětlení, kde je zase větší vliv světla protijedoucích vozidel na orientaci řidiče (obvykle mimo město), je mnohem náročnější a vyžaduje větší soustředění ze strany řidiče. Z těchto důvodů je zde předpoklad velkého rozdílu mezi impedancemi při jízdě za denního světla a při jízdě večer.



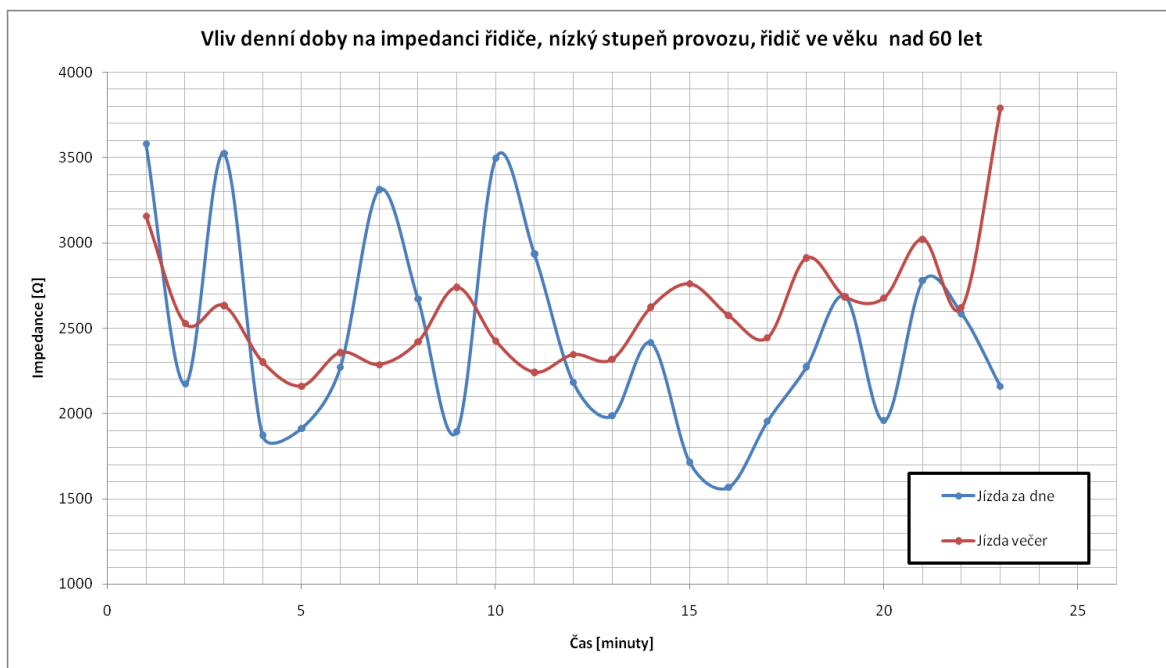
Obr. 43: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na denní době, nízký stupeň provozu, řidič ve věku do 30-ti let.

Naproti zkoumané závislosti impedance řidiče na jeho věku je závislost na denní době mnohem specifitější a i z výsledků měření je vidět u všech tří řidičů poměrně velký nárůst jejich impedance. Samozřejmě nabízí se otázka, zda je zmíněný nárůst způsoben nutností vyšší koncentrace na jízdu nebo zda je vyvolán únavou po celodenním dni (především u večerních jízd). Alespoň částečnou odpověď na tuto otázku můžou přinést další výsledky ze zkoumání závislosti na stupni provozu, tedy jízdy o víkendu mimo pracovní zátěž a jízd v pracovním dni. Zároveň by tento vliv měl být omezen faktem, že všechny jízdy v této závislosti byly provedeny o víkendu bez denní zátěže.

Jak bylo již sledováno výše i zde je možné sledovat podle tvaru křivek styl jízdy jednotlivých řidičů, kdy pokud je křivka bez větších zakřivení, pak odpovídá spíše plynulejší a klidnější jízdě, naproti tomu u křivek s častými změnami impedance jde o více agresivní jízdu s mnohými změnami v rychlosti vozidla s nutností častějšího řazení apod. Tento efekt lze nejvíce sledovat u nejstaršího řidiče, který za denního světla při lepší viditelnosti jel mnohem agresivněji, avšak při večerní jízdě je z naměřených dat jasně viditelná změna v tvaru křivky, která je mnohem méně zakřivená (viz **Obr. 45**).



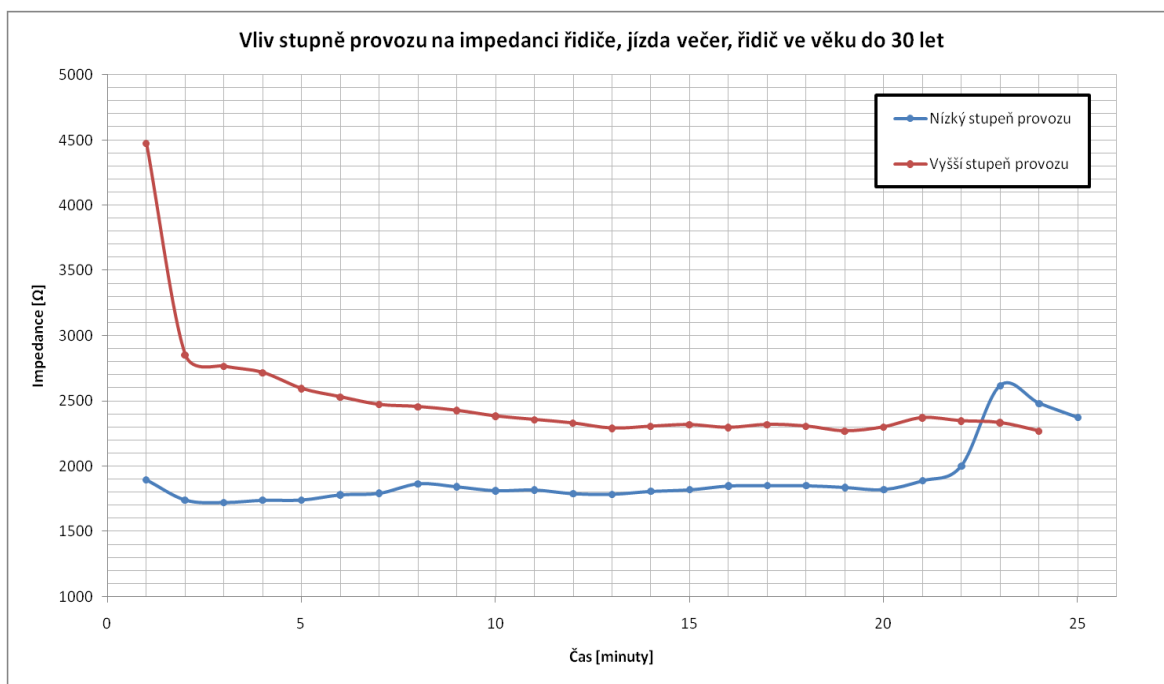
Obr. 44: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na denní době, nízký stupeň provozu, řidič ve věku mezi 30-ti a 60-ti lety.



Obr. 45: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na denní době, nízký stupeň provozu, řidič ve věku nad 60 let.

4.2.3 Vliv stupně provozu na impedanci řidiče

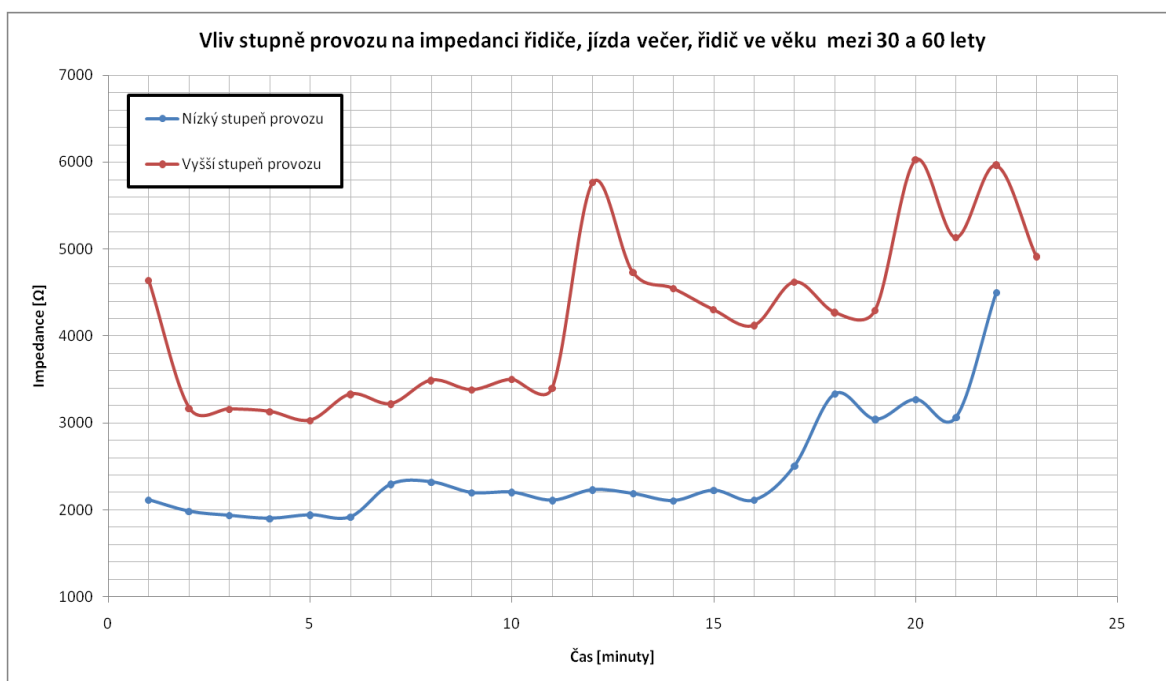
Další separovanou zkoumanou závislostí mezi hodnotami impedance řidiče a vnějšími vlivy při jízdě automobilem je vliv stupně provozu. Jízdy byly provedeny vždy ve večerních hodinách, avšak v jednom případě o víkendu, kdy řidiči neprošli únavným pracovním dnem, a v druhém případě, kdy řídili po dlouhém pracovním dni. Samozřejmě zde působí opět vliv jízdy večer, avšak vzhledem k tomu, že všechny jízdy pro tuto závislost byly provedeny ve večerních hodinách, pak by měly majoritní rozdíly v impedanci tvořit vlivy vyšší koncentrace z důvodu většího stupně provozu a únavy řidiče.



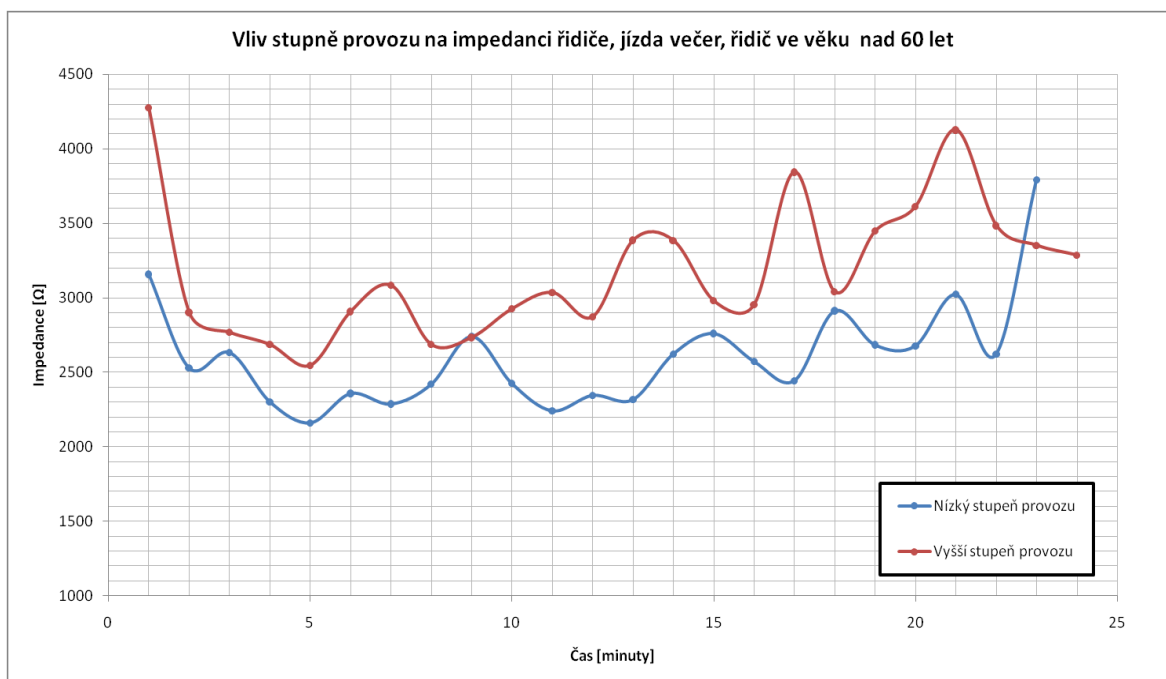
Obr. 46: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na stupni provozu, jízda večer, řidič ve věku do 30-ti let.

Z uvedených průběhů (viz **Obr. 46**, **Obr. 47** a **Obr. 48**) je podobně jako tomu bylo u závislosti na denní době vidět podstatné zvýšení hodnot impedance řidiče při jízdě ve vyšším provozu, tedy po pracovním dni, oproti jízdě o víkendu při nižším provozu. Lze tedy s jistotou pravděpodobností říci, že vliv únavy řidiče a nutnosti se více koncentrovat při jízdě ve vyšším provozu na řidičovu impedanci je významný a měřitelný.

Samozřejmě opět nelze počítat se strojovou závislostí, vzhledem k tomu, že impedance biologických tkání je závislá na mnoha parametrech a proměnných, ale na druhou stranu nelze zcela vyloučit možnosti ovlivnění těchto parametrů a proměnných vnějšími vlivy a tedy i ovlivnění samotné impedance tkáně.



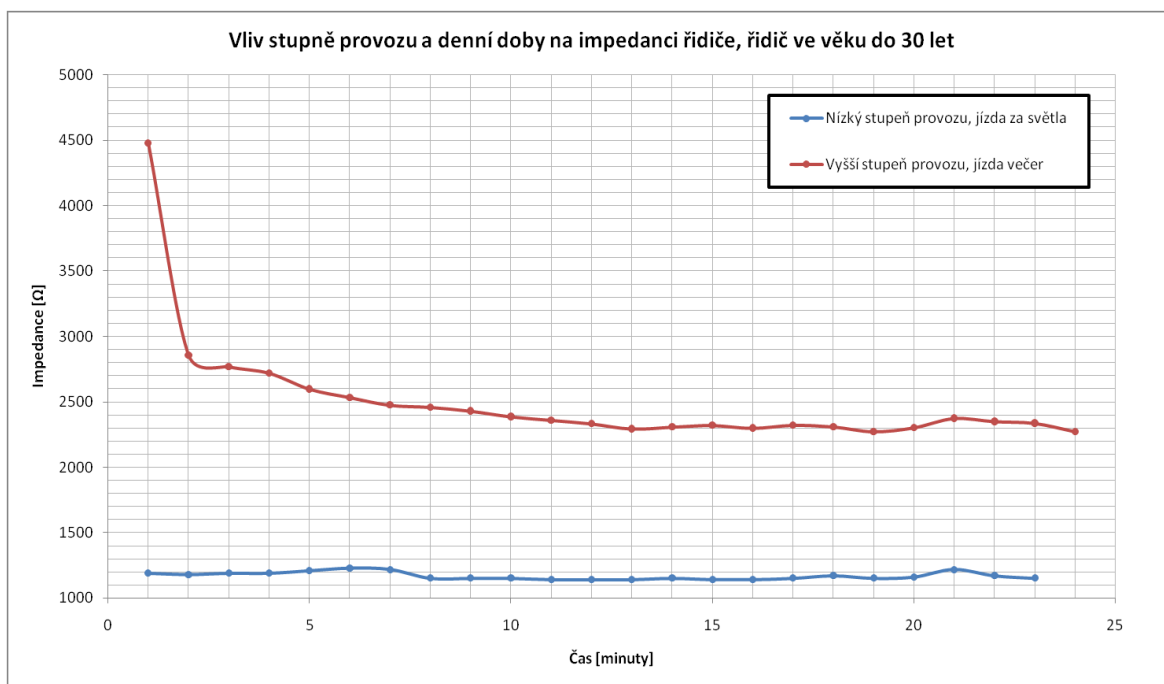
Obr. 47: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na stupni provozu, jízda večer, řidič ve věku mezi 30-ti a 60-ti lety.



Obr. 48: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na stupni provozu, jízda večer, řidič ve věku nad 60 let.

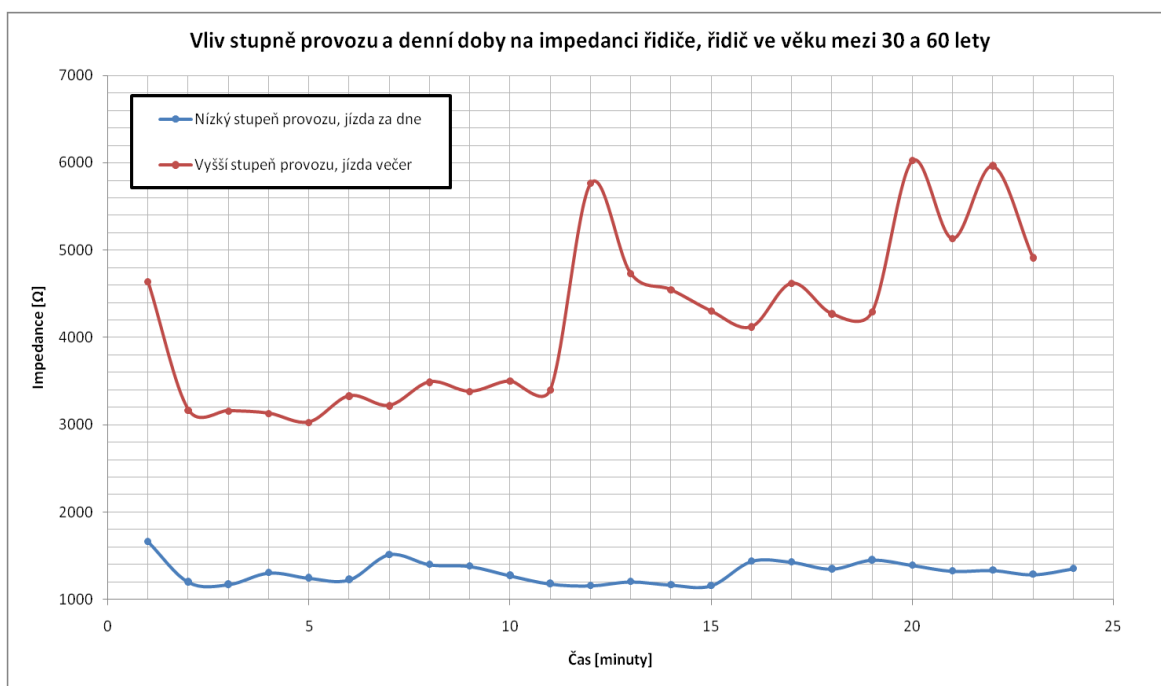
4.2.4 Společný vliv provozu a denní doby na impedanci

V předchozích kapitolách byly probírány jednotlivé vnější vlivy na impedanci řidiče, které at' už samy působí na charakter jízdy nebo vyvolávají sekundární vlivy (např. únava při jízdě v pracovní den večer apod.). V této části však budou tyto podmínky, za kterých jízdy proběhly, sloučeny, čímž se ukáže rozdíl mezi společným a samostatným působením.

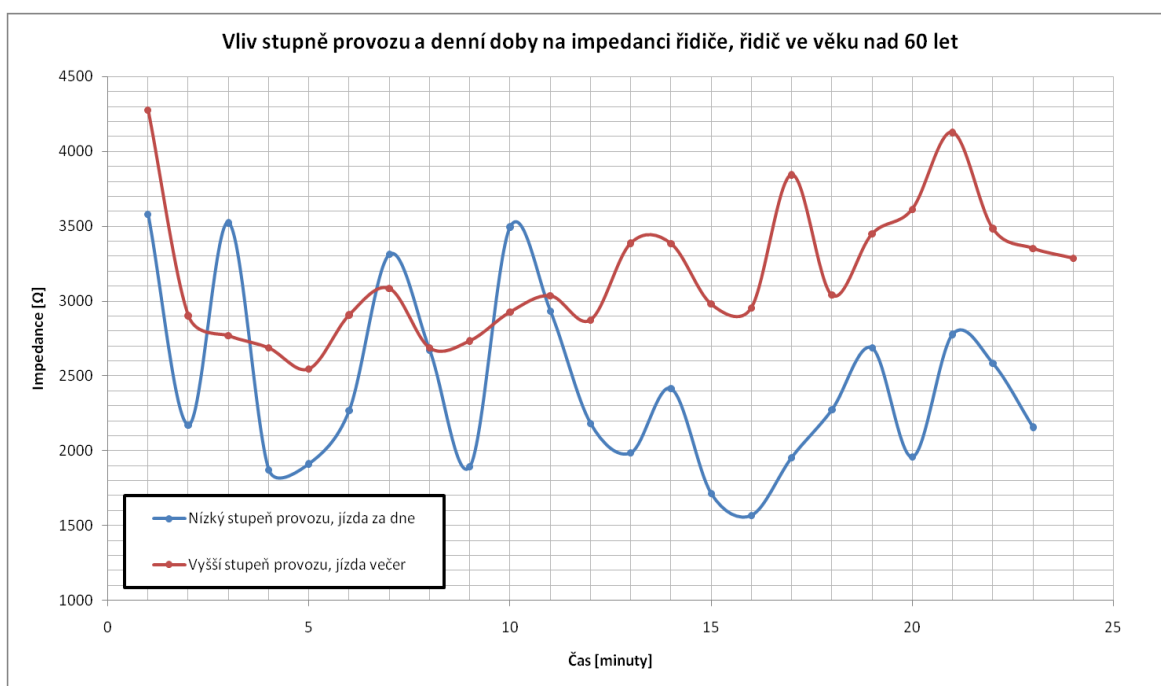


Obr. 49: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na stupni provozu a denní době, řidič ve věku do 30-ti let.

Z grafů na obrázcích **Obr. 49**, **Obr. 50** a **Obr. 51** je jasný dostatečně velký rozdíl mezi naměřenými impedancemi mezi jízdami v jednodušších podmínkách a pro řidiče náročnějších podmínkách. U dvou starších a zkušenějších řidičů je pak opět viditelné „zvlnění“ průběhu, což značí agresivnější jízdu, která je spojená s těmito rychlými změnami impedance. U nejstaršího řidiče, bylo zaznamenáno zmenšení intenzity „zvlnění“ průběhu při zvýšení náročnosti jízdy, naopak u druhého nejstaršího řidiče došlo k opačnému efektu.



Obr. 50: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na stupni provozu a denní době, řidič ve věku mezi 30-ti a 60-ti lety.



Obr. 51: Vývoj impedance řidiče v průběhu jízdy, závislost na stupni provozu a denní době, řidič ve věku nad 60 let.

4.2.5 Dvouvýběrové a vícevýběrové testy shody

V této části statistické analýzy byly jednotlivé soubory impedančních dat porovnány mezi sebou pomocí dvouvýběrového Mannův-Whitneyova testu, který porovnává soubory dat na základě shody mediánů. Tento test byl vybrán, protože v předešlých kapitolách bylo zjištěno, že data nemají normální rozdělení. Podobně pro testování tří souborů impedančních dat pro zjištění vlivu věku na hodnoty impedance byl použit Kruskal-Wallisův test shody mediánů, jež je vícevýběrovým protějškem dvouvýběrového Mannův-Whitneyova testu.

U použitých testů byla nulová hypotéza rovnost mediánů testovaných souborů a alternativní hypotéza nerovnost mediánů. Všechny výsledky byly vztaženy k 5% hladině významnosti.

Tab. 4: Kruskal-Wallisův test vlivu věku na impedanci řidiče.

Typ jízdy	p-hodnota	Shoda mediánů
Za dne, v nízkém provozu	< 0,001	zamítnuta
Večer, v nízkém provozu	< 0,001	zamítnuta
Večer, ve vyšším provozu	< 0,001	zamítnuta

Z tabulky **Tab. 4** vyplývá, že na hladině významnosti 5% je vliv věku na impedanci řidiče statisticky významný.

Tab. 5: Mannův-Whitneův test vlivu denní doby na impedanci řidiče.

Typ jízdy	p-hodnota	Shoda mediánů
Nízký provoz, řidič ve věku do 30-ti let	< 0,001	zamítnuta
Nízký provoz, řidič ve věku mezi 30-ti a 60-ti lety	< 0,001	zamítnuta
Nízký provoz, řidič ve věku nad 60 let	0,047	zamítnuta

Z tabulky **Tab. 5** vyplývá, že na hladině významnosti 5% je vliv denní doby na impedanci řidiče statisticky významný.

Tab. 6: Mannův-Whitneův test vlivu stupně provozu na impedanci řidiče.

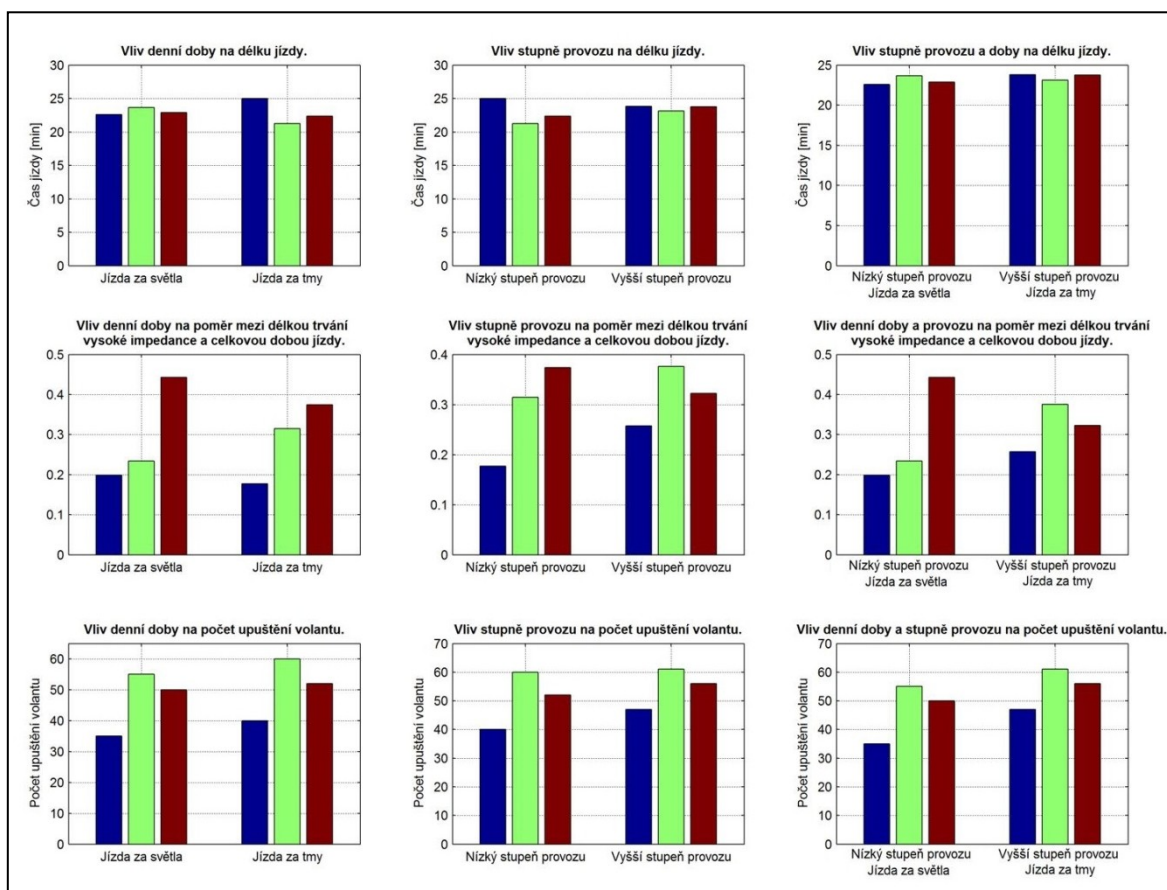
Typ jízdy	p-hodnota	Shoda mediánů
Jízda večer, řidič ve věku do 30-ti let	< 0,001	zamítnuta
Jízda večer, řidič ve věku mezi 30-ti a 60-ti lety	< 0,001	zamítnuta
Jízda večer, řidič ve věku nad 60 let	< 0,001	zamítnuta

Z tabulky **Tab. 6** vyplývá, že na hladině významnosti 5% je vliv stupně provozu na impedanci řidiče statisticky významný.

4.2.6 Další získaná statistická data

Doposud se ve vyhodnocení pracovalo zejména s impedančními daty, ale tato nebyla jediná, která byla zaznamenána. Mimo výše vyhodnocovanou „normální“ impedanci řidiče, byla zaznamenána také část s vysokými impedancemi, jež sice mohla ovlivnit informace obsažené v hodnotách „normální“ impedance řidiče, avšak na druhé straně dodává do měření další informace. Jedná se zejména o počet tzv. vysokých impedancí respektive počet náběžných hran, které vyjadřují jak často a na jak dlouho řidič nedržel volant oběma rukama.

Informace o počtu těchto vysokých impedancí a o poměru mezi celkovým trváním vysoké impedance a celkovou dobou jízdy mohou poskytnout další náhled na situaci, vzhledem k tomu, že správný kontakt s vozidlem při řízení je jedním z klíčových prvků bezpečnosti a jeho změny mohou poukazovat na nepřipustný stav řidiče.



Obr. 52: Sloupcové grafy s dalšími statistickými informacemi uskutečněných jízd.

Z první řady sloupcových grafů (viz **Obr. 52**) je patrné, že i přes změny podmínek jízd se nijak dramaticky neměnila celková doba jízd, která se pohybovala ve velmi malém intervalu, jehož maximum bylo pro všechny jízdy do 25 minut a minimum nikdy nekleslo pod hranici 20 minut.

V druhé řadě sloupcových grafů je znázorněno chování poměru doby, kdy řidič držel volant oběma rukama a doby kdy byl kontakt mezi elektrodami volantu narušen (stav vysoké impedance), což bylo obvykle způsobeno nutností řazení. U všech tří věkových skupin jsou viditelné dva trendy

tohoto poměru, za prvé s nárůstem obtížnosti jízdy se poměr zvyšuje (větší počet vysokých impedancí) a za druhé s nárůstem obtížnosti se tento poměr zmenšuje. V prvním případě je nárůst poměru způsoben pravděpodobně nutností častějšího řazení vzhledem k nejistotě řízení. Naproti tomu v druhém případě je pokles tohoto poměru způsoben pravděpodobně snížením agresivity jízdy s rostoucí nejistotou jízdy vzhledem k její obtížnosti.

Poslední trojice sloupcových grafů z obrázku **Obr. 52** vyobrazuje chování počtu upuštění volantu (náběžné hrany v původním naměřeném souboru dat). U této proměnné došlo u všech věkových skupin k zvýšení spolu se zvýšením obtížnosti, a i když není toto zvýšení často tak výrazné, jen potvrzuje závislost impedance řidiče na těchto vlivech.

4.3 Shrnutí výsledků statistické analýzy

Na základě celé statistické analýzy této kapitoly byly vypočítány některé důležité parametry, odrážející chování bioimpedance řidiče při jízdě automobilem a také byly zjištěny některé závislosti bioimpedance na vnějších podmínkách. Závěry z této kapitoly budou použity k návrhu obecného algoritmu možného zařízení, které by mohlo pomocí měření a sledování impedance řidiče přispět ke zvýšení bezpečnosti při jízdě automobilem.

V první řadě se při měření za normálních jízdních podmínek impedance projevovala velmi malými změnami v krátkých časových intervalech, což z biologické podstaty bioimpedance odpovídá. Pokud již k náhlým změnám došlo, bylo to způsobeno nesprávným typem řízení (agresivita, řízení jednou rukou i v případech kdy to není nutné apod.) nebo jinými vnějšími vlivy. Z této vlastnosti bioimpedance vyplývá, že průměrná hodnota nebo medián jsou poměrně stabilní v čase, čehož lze využít ke sledování náhlých velkých změn v průběhu, které se již nenavrací k předpokládanému trendu, což může být charakterizováno jako „patologické chování“. Dalším parametrem, který s touto vlastností souvisí, je rozsah, v jakém se impedance v čase pohybuje, při náhlé změně tohoto rozsahu lze usuzovat náhlou změnu jízdy řidiče, tedy něco co může vybočovat z normálu.

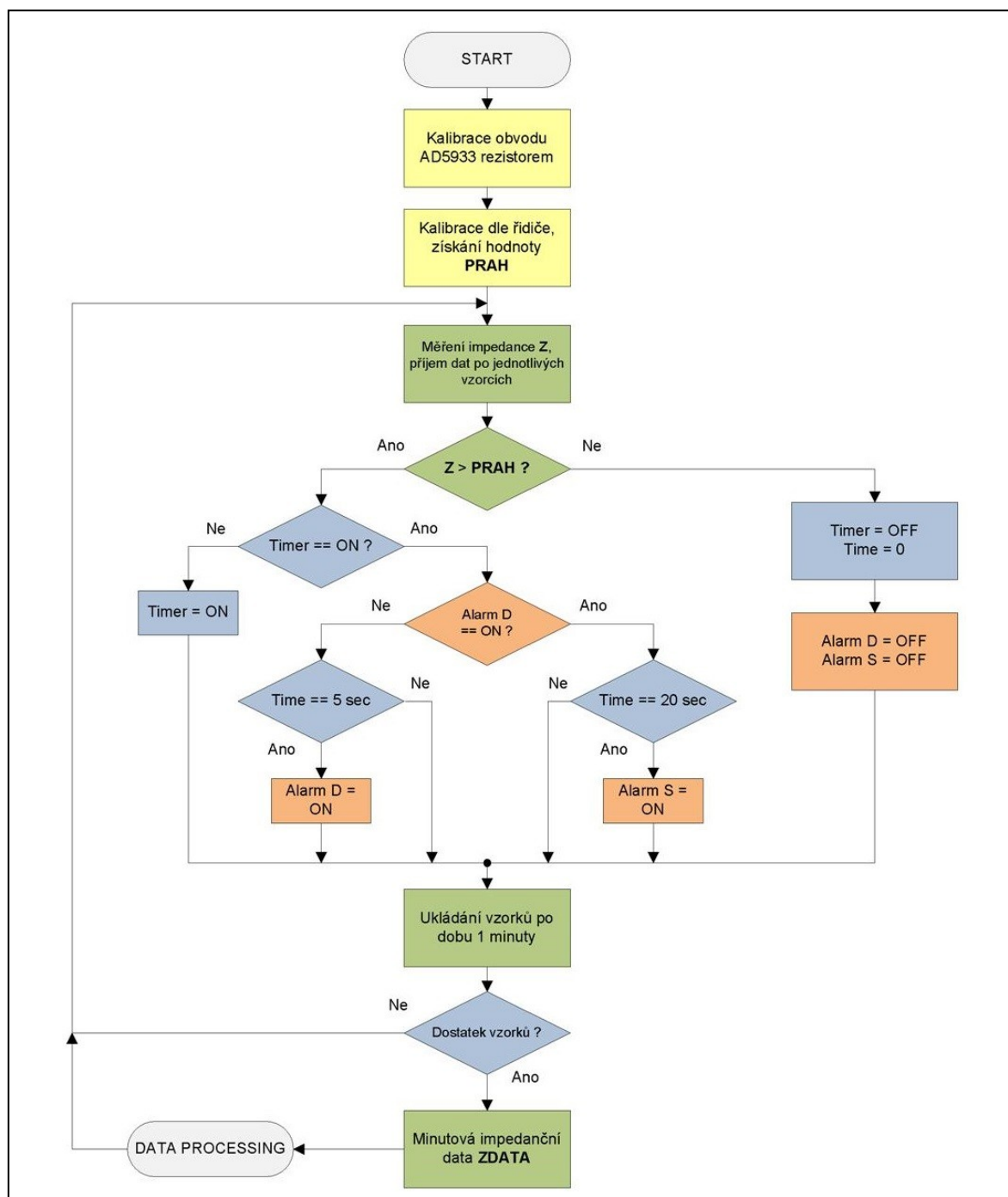
Druhým důležitým faktorem, jenž by měl být sledován v rámci impedance je kontrola dostatečného kontaktu řidiče s volantem, který již ze svého kruhového tvaru byl navržen tak, aby byl po nejvíce času řidičem držen oběma rukama. Tedy pokud již je řidič nucen ať už částečně nebo plně upustit volant vozidla, pak by měl být obnoven kontakt v daném časovém limitu, který je nezbytný a neměl by jízdě uškodit, v opačném případě by měl být řidič upozorněn.

Kromě doby trvání jízdy by měly být zaznamenávány v daných časových intervalech průměrné hodnoty impedance, rozsahy impedance, počty upuštění volantu a poměr mezi dobou, kdy je volant držen správně a kdy je upuštěn, ať už částečně nebo zcela.

Poslední faktor, který viditelně ovlivňuje impedanci řidiče, je jeho individualita, tedy věk řidiče, aktuální zdravotní stav apod. Tato rozdílnost každého řidiče by byla pro konstrukci možného zařízení poměrně překážející, protože jeho konfigurace nemusela vyhovovat aktuálnímu řidiči, což by způsobovalo chyby vyhodnocení. Oproti výše zmíněným vlivů, které by mohly být využity, tento musí být vhodným způsobem potlačen.

5 Návrh algoritmu automatického sledování řidiče

V kapitole 4 a především na jejím konci ve vyhodnocení bylo určeno, co bude předmětem monitorování a co musí být naopak potlačeno, které parametry musí být zaznamenávány apod. Účelem této části práce je návrh obecného algoritmu pro případné budoucí zařízení, které by pro zvýšení bezpečnosti řízení motorového vozidla využívalo právě bioimpedanční měření.



Obr. 53: Obecný algoritmus funkce zařízení snímajícího bioimpedanci řidiče.

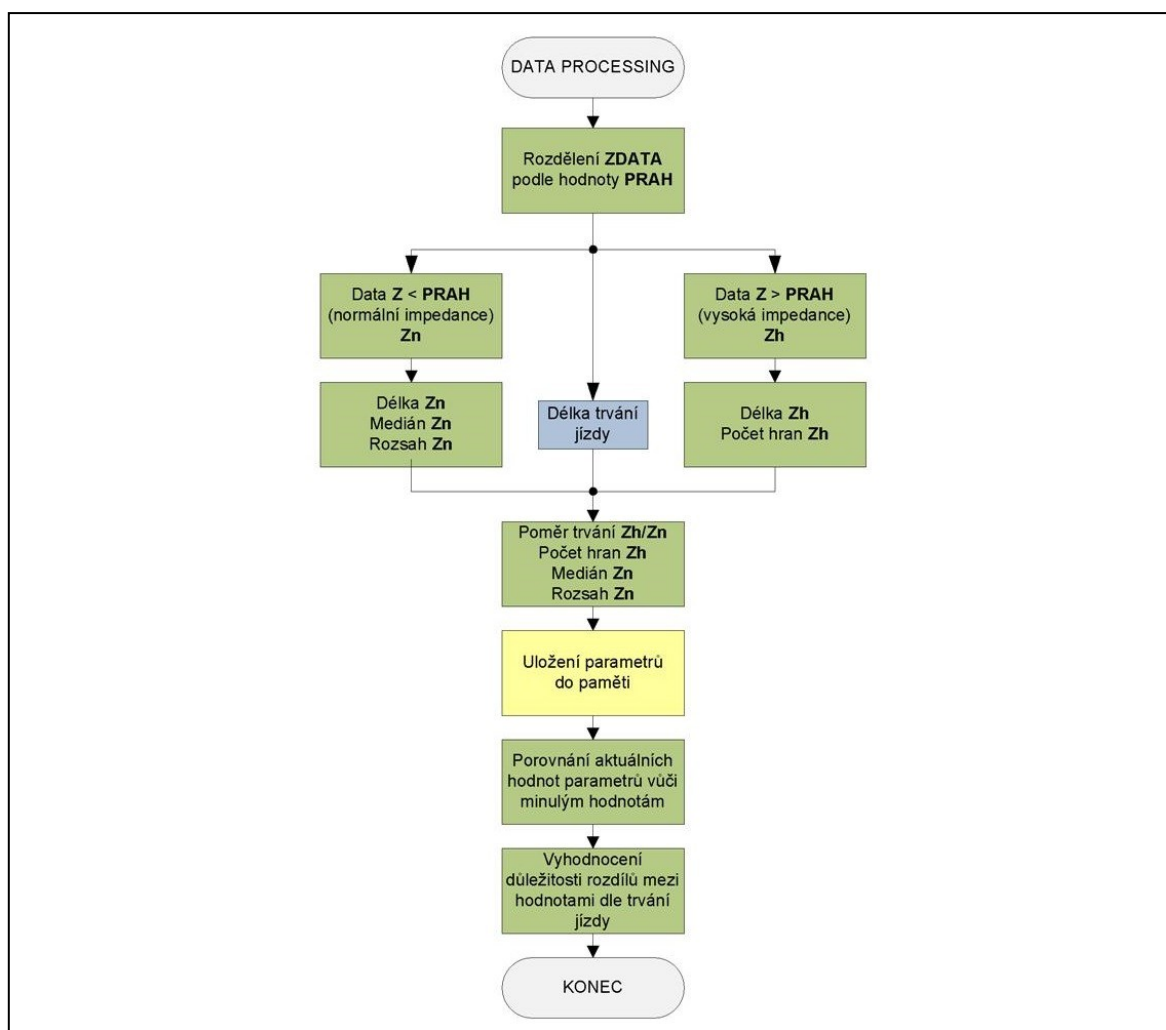
Na obrázku **Obr. 53** je zobrazen obecný algoritmus funkce zařízení sledujícího bioimpedanci řidiče, jehož hlavní částí je vyhodnocování správného a dostatečného kontaktu mezi řidičem a volantem vozidla.

Ještě před započítáním samotné funkce je nutná kalibrace. Jako první je provedena kalibrace obvodu AD5933 přesným rezistorem. Při realizaci měření v této práci byl tento proces dělán manuálně s rezistorem 2k2 (změřen 2170 Ω), avšak v tomto případě by musel být tento proces automatizován elektronickými přepínači, kdy v době kalibrace by byl připojen přesný rezistor a poté by byl připojen řidič pomocí elektrod na volant. Druhý stupeň kalibrace je důležitý pro potlačení negativního vlivu individuality každého řidiče (věku, stavu, apod.) a jednalo by se o krátké, řekněme pěti sekundové měření impedance řidiče na vyzvání, kdy by přístroj řidiče vyzval k správnému uchopení elektrod na volant a poté by byla naměřena série dat, ze kterých by byla spočtena průměrná hodnota bioimpedance. Z této průměrné hodnoty se osvědčilo z měření použít jako prahovou hodnotu PRAH dvojnásobek tohoto průměru.

V další části algoritmu již je zahájeno měření impedance a to po jednotlivých vzorcích, podle zvolené vzorkovací frekvence (při měření v této práci byla použita vzorkovací frekvence 10 vzorků za sekundu). Každý přijatý impedanční vzorek by byl porovnán vzhledem k prahové hodnotě řidiče, a pokud by byl svou hodnotou větší než PRAH, pak by po 5 sekundách byl spuštěn alarm na displeji (bez zvuku, Alarm D) a pokud by stav trval déle než 20 sekund, byl by přidán také zvukový alarm (Alarm S) informující o špatném kontaktu mezi řidičem a elektrodami. Jakmile by stav vysoké impedance pominul, alarmy by byly deaktivovány. Celý cyklus by měl být ještě vztažen k rychlosti automobilu, tedy aby byly alarmy vyvolány, muselo by vozidlo jet alespoň rychlostí řekněme 10 km/h, což by omezilo vyvolání alarmů ve chvílích, kdy to není třeba.

V poslední části by byly jednotlivé vzorky stříhány v paměti po dobu např. jedné minuty a po naplnění by byla tato jednominutová data dále zpracovávána (viz **Obr. 54**). Takto by zařízení nahromadilo určitý počet vzorků „surových“ dat, které by byly rozděleny pomocí kalibrační prahové hodnoty na data „normální impedance“ a „vysoké impedance“. Z těchto dvou typů impedančních dat by zařízení dle statistického vyhodnocení z předešlé kapitoly získalo několik parametrů jako počet hran (počet upuštění volantu), rozsah bioimpedance (rozdíl maxima a minima), medián nebo průměrná hodnota a poměr dob trvání obou typů impedancí.

Vyhodnocení těchto parametrů by směřovalo směrem porovnání s dříve získanými naměřenými hodnotami, tedy určení rozdílů a posouzení váhy těchto rozdílů, což by měl každý parametr jiné. U mediánové nebo průměrné hodnoty impedance se pomocí proměnné PRAH (něco jako počátek soustavy souřadnic) dá říci, jak moc se impedance odchyluje od své původní hodnoty před jízdou, tolerance by pak mohla být v polovině tohoto prahu, avšak pro lepší zhodnocení by bylo nutné toleranci určit jako součin prahu s koeficientem, jehož velikost by byla závislá na délce trvání jízdy. Ostatní parametry jsou v tomhle ohledu problematičtější, protože nemají svůj „počátek soustavy souřadnic“, avšak to neznamená, že nemohou mít vypovídající hodnoty o stavu řidiče, naopak s největší pravděpodobností ji mají, avšak pro zjištění jejich závislosti je nutností další zkoumání a další měření, nejlépe měření s dlouhodobými i několikahodinovými jízdami. Část vyhodnocení z obrázku **Obr. 54** je tedy stále opředena mnohými neznámými.



Obr. 54: Obecný algoritmus funkce zařízení zpracovávajícího naměřená data.

5.1 Návrh technické realizace

V této doplňující kapitole je navržena možná technologická realizace reálného měřicího řetězce zařízení pro monitorování bioimpedance řidiče, která vychází ze zkušeností a poznatků z měření s realizovaným měřicím řetězcem. Algoritmy měření a zpracování dat (viz **Obr. 53** a **Obr. 54**) by pak byly programovou součástí samotného zařízení.

První důležitou součástí jsou elektrody, které byly v této práci vytvořeny z návleku na volant a silikonové vodivé pryže, což bylo pro jednorázové měření dostačující, avšak z hlediska dlouhodobé aplikace je toto řešení nepřijatelné. Nejideálnějším řešením by bylo zakomponováním elektrod přímo do volantu, naopak u verze vytvořené jako návlek na volant by musely být elektrody dostatečně odolné vůči ohybu a zalomení, což hrozí především při aplikaci na volant vozidla. Z materiálového hlediska by v obou případech musely elektrody splňovat stálost jejich vlastností a jejich údržba by měla být co nejméně náročná, což by opět mohla splňovat nějaká vodivá pryž nebo tkanina.

Další funkční částí je deska s AD5933, která by měla být pro takovéto zařízení zredukována odstraněním některých rozšiřujících periférií z důvodu umístění této části přímo na otočnou část

volantu. Vedení mezi touto deskou a elektrodami by pak bylo kratší, ale stále pomocí kabelového vedení. Jako přídavky k této části by byly modul pro bezdrátovou komunikaci (např. Bluetooth modul), který by realizoval přenos impedančních dat do stanice pro zpracování a vyhodnocení dat, a část pro automatickou kalibraci obvodu AD5933, která by představovala jeden elektronický přepínač a kalibrační rezistor. Napájení celé takto vytvořené desky by muselo být realizováno vhodným akumulátorem se jmenovitým napětím 5 V.

Poslední částí je pracovní stanice pro zpracování a vyhodnocení přijatých dat, která by mohla být realizována např. moderním mobilním telefonem s vhodnou aplikací, která by realizovala algoritmy z obrázků **Obr. 53** a **Obr. 54**, nebo by mohla být přímo integrována v palubní desce vozidla a popřípadě vyhodnocovat i jiné parametry jízdy související s vozidlem.

6 Závěr

Z hlediska bezpečnosti řízení vozidla jsou v dnešní době vyvíjeny především aplikace zaměřující se na monitorování a omezení chybovosti samotného vozidla, což samozřejmě platí i v jiných oborech, kde dochází k ovládání stroje člověkem, avšak málokteré bezpečnostní aplikace se zaměřují na ten nejvíce pravděpodobný chybový člen celého řetězce, na člověka. Z tohoto důvodu byla vypracována tato diplomová práce, již předcházela řešerše v oblasti monitorování řidiče, která určila jako nejméně zkoumanou oblast právě monitorování impedance řidiče.

Po vybrání zkoumané oblasti pro monitorování řidiče v průběhu jízdy automobilem, musely být zhodnoceny a odzkoušeny mnohé technické možnosti měření, které byly v průběhu vypracovávání zužovány na základě mnoha podmínek vyplývajících z prostředí, ve kterém se měření odehrává, z měřeného objektu a z podmínek pro vhodný záznam naměřených dat. Na konci této fáze práce byl určen jako klíčový prvek realizovaného měřicího řetězce obvod AD5933 od firmy Analog Devices, respektive zkušební deska s tímto obvodem prodávaná touto firmou, a to z důvodu splnění největšího počtu důležitých požadavků pro realizaci měřicího řetězce. Aby mohla být deska s obvodem AD5933 úspěšně použita musel být kompletně předělán software, který je jinak dodáván k desce. Software byl vytvořen na základě prostředků a dokumentace od výrobce zkušební desky v prostředí LabView 2011 a po jeho vytvoření a realizaci elektrodového návleku na volant již mohlo být měření uskutečněno.

Před samotným měřením byla vytvořena metodika, podle níž mělo měření proběhnout a na základě které se pak i naměřená data zpracovávala. Celé měření proběhlo v reálném vozidle a za reálného provozu, nejednalo se tedy o žádnou simulaci. Takto naměřená data pak byla náležitě zpracována a vyhodnocena (viz **kapitola 4**), což bylo použito pro návrh možného zařízení, které by monitorovalo impedanci řidiče.

K návrhu algoritmu funkce možného zařízení k monitorování a vyhodnocování impedance řidiče byly vybrány některé parametry, které se ukázaly na základě měření a vyhodnocení více či méně odrážející stav řidiče a jeho chování při řízení automobilu. Prvním důležitým zjištěním byla nutnost kalibrace samotného řidiče, respektive určení jakési počáteční hodnoty impedance, o kterou by se závěry vyhodnocení opíraly. Nutnost tohoto typu kalibrace vyplývá z měřením potvrzené individuálnosti samotné veličiny, tedy že hodnoty aktuální impedance člověka nelze standardizovat, z důvodu závislosti na mnoha různých faktorech. Pochopitelně z této skutečnosti vyplývá primární zodpovědnost samotného řidiče neřídit vozidlo s kalibrační hodnotou, která by byla naměřena například při vysoké únavě řidiče.

Pokud je zařízení kalibrováno jak ze strany obvodu AD5933, tak ze strany řidiče, pak je možné monitorovat několik parametrů, a to například dostatečný kontakt mezi řidičem a volantem nebo vývoj impedanční hodnoty během doby trvání celé jízdy, tedy především sledování skokových nenávratových změn hodnoty impedance, které vzhledem k pomalu se měnícímu charakteru této veličiny mohou znamenat nepřipustný stav z hlediska bezpečnosti jízdy.

V neposlední řadě je nutné dodat, že rozsah této práce nemohl ani z části pokrýt celkové zhodnocení s případnými přesně stanovenými závislostmi mezi stavem řidiče a jeho impedancí, což samozřejmě vyplývá z komplexnosti této veličiny a problematiky jejího vyhodnocování, avšak hlavním přínosem této práce je nastínění nových možností v monitorování stavu řidiče a předurčení možného směru v této problematice, jedná se tedy o jakousi první fázi v této oblasti vývoje.

7 Použité zdroje

- [1] PENHAKER, M; IMRAMOVSKÝ, M; TIEFENBACH, P; KOBZA, F. *Lékařské diagnostické přístroje: Učební texty*. 1. vydání. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] HEŘMAN, P. *Biosignály: z pohledu biofyziky* [online]. 1. vydání. Praha: [s. n.], 2006, 10. 3. 2011 [cit. 2014-1-15]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikisource.org/wiki/Biosign%C3%A1ly_z_pohledu_biofyziky#Biosign.C3.A1ly_v_organismu>. ISBN 80-902899-7-5
- [3] BRONZINO, Joseph D., ed. *The Biomedical Engineering Handbook*. 1st Edition, Boca Raton: CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463.
- [4] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování signálů v lékařství* [CD/ROM]. Žilinská universita 2005. ISBN 80-8070-341-8.
- [5] GRIMNES, S., MARTINSEN, O. G. *Bioimpedance and bioelectricity basics*. 2nd ed. London: Academic, 2008. ISBN 978-012-3740-045.
- [6] PENA, A. *A Feasibility Study of the Suitability of an AD5933-based Spectrometer for EBI Applications*. Boras, 2009. Final degree thesis. University of Boras.
- [7] KYLE, U. *Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods. Clinical Nutrition* [online]. 2004, vol. 23, issue 5, s. 1226-1243 [cit. 2013-04-30]. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261561404000937>.
- [8] YANG, Y., WANG, J., YU, G., NIU, F., HE, P. *Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy*. DOI: 10.1088/0967-3334/27/12/004. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0967-3334/27/i=12/a=004?key=crossref.17e722d5114f453f0318690572a2fdf9>.
- [9] OLEJÁR, Martin. *Nízkofrekvenční měřič komplexního napětového přenosu*. Praha, 2010. Dostupné z: <http://www.elweb.cz/IngMartinOlejar.pdf>. Diplomová práce. ČVUT. Vedoucí práce Ing. Martin Pokorný, Ph.D.
- [10] MICHALÍKOVÁ, Markéta. *Měření bioimpedance v širokém pásmu frekvencí*. Ostrava, 2013. Diplomová práce. VŠB - TUO. Vedoucí práce Ing. Michal Prauzek, Ph.D.
- [11] AD5933: 1 MSPS, 12 BIT IMPEDANCE CONVERTER NETWORK ANALYZER. ANALOG DEVICES, Inc. [online]. 2014 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.analog.com/en/digital-to-analog-converters/direct-digital-synthesis-dds/ad5933/products/product.html>.

- [12] AD8333: DC TO 50 MHz, DUAL I/Q DEMODULATOR AND PHASE SHIFTER. ANALOG DEVICES, Inc. [online]. 2014 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.analog.com/en/rfif-components/modulatorsdemodulators/ad8333/products/product.html>.
- [13] AD8302: 2.7 GHz RF / IF GAIN PHASE DETECTOR. ANALOG DEVICES, Inc. [online]. 2014 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.analog.com/en/rfif-components/detectors/ad8302/products/product.html>.
- [14] AD5933 EVALUATION BOARD. ANALOG DEVICES INC. [online]. [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.analog.com/en/evaluation/eval-ad5933/eb.html>
- [15] JAN, Zdeněk, Jindřich KUBÁT a Bronislav ŽDÁNSKÝ. *Elektrotechnika motorových vozidel* 2. vydání. Brno: Avid, 2003, x, 155 s.

8 Seznam příloh

Příloha I – Fotografie prototypu elektrodového návleku na volant pro měření impedance.

Příloha II – Seznam používaných registrů mikrokontroléru k datové komunikaci.

Příloha III – Příklady měření se softwarem k testovací desce s AD5933.

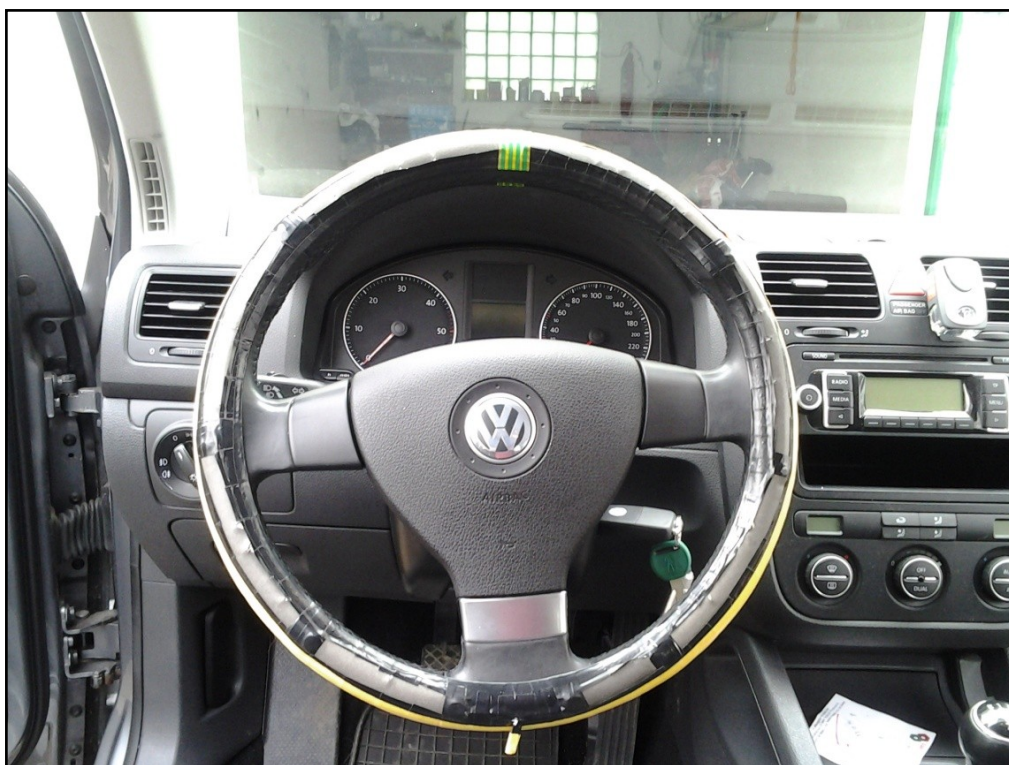
Příloha IV – Uživatelský manuál k softwaru zkušební desky s AD5933.

Příloha CD – AD5933 LabView Software, manuál k softwaru, naměřená data.

Příloha I – Fotografie prototypu elektrodového návleku na volant pro měření impedance.



Obr. 55: Fotografie 1 prototypu návleku na volant s elektrodami.

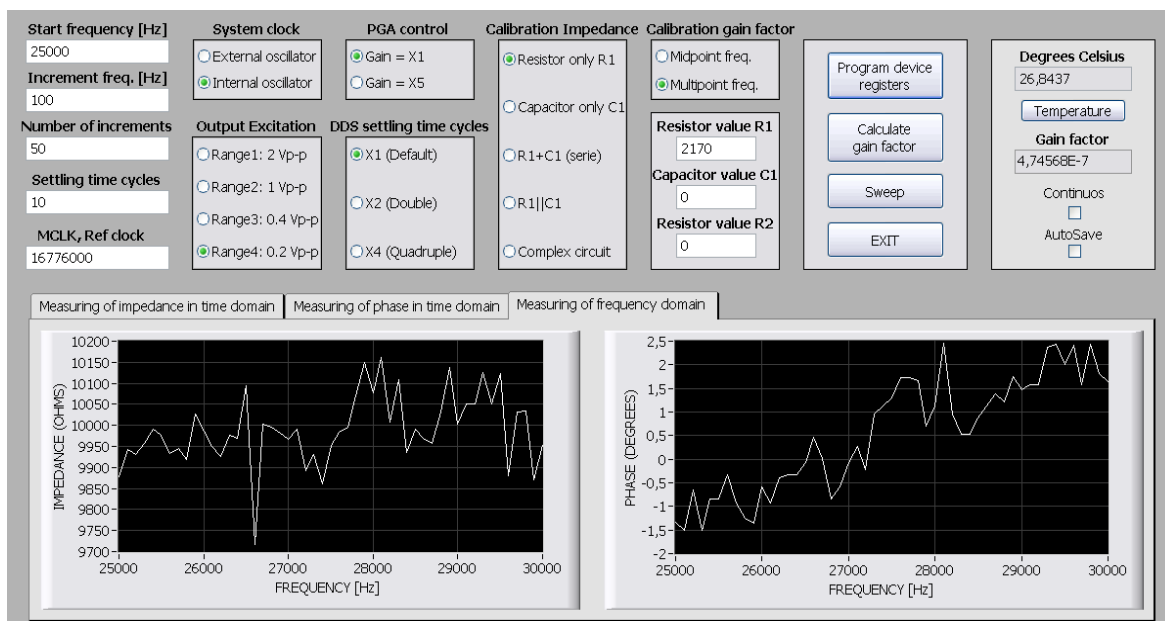


Obr. 56: Fotografie 2 prototypu návleku na volant s elektrodami.

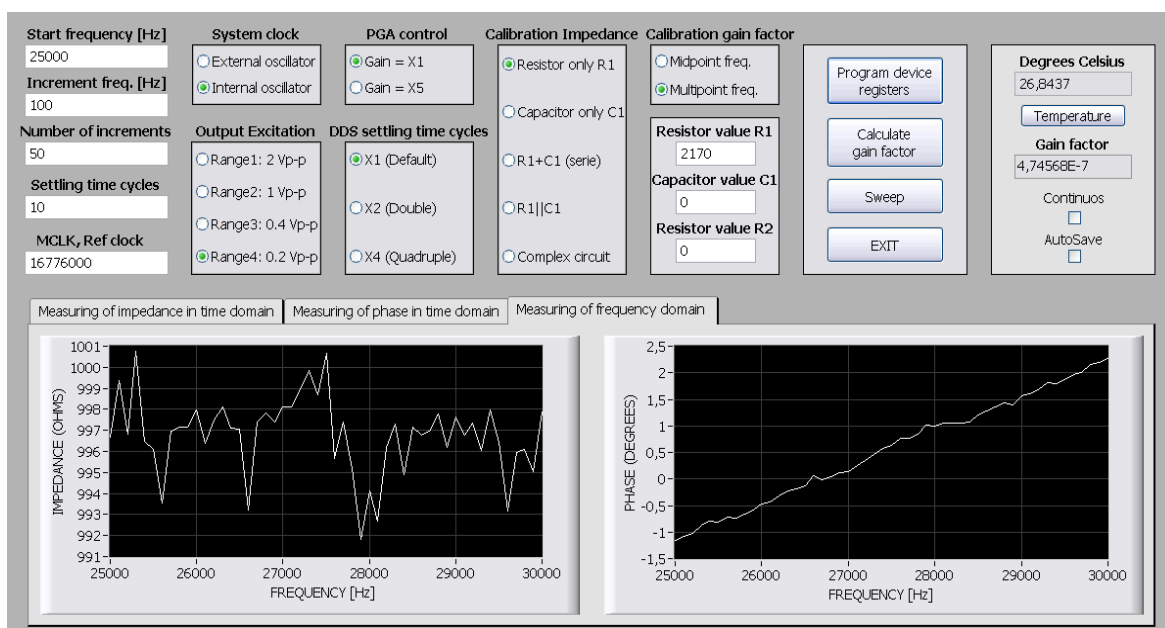
Příloha II – Seznam používaných registrů mikrokontroléru k datové komunikaci.

Registr	Adresa registru	Možné hodnoty v registru	Přístup k registru
Kontrolní registr	0x80	0x10 - inicializace měření impedance 0x20 - start měření impedance 0x30 - další impedanční bod 0x40 - opakování impedančního bodu 0x90 - měření teploty 0xA0 - power down mód 0xB0 - standby mód	pouze zápis
Kontrolní registr oscilátoru	0x81	0x0 - interní oscilátor 0x8 - externí oscilátor	pouze zápis
Počáteční frekvence (dolní byte)	0x84	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Počáteční frekvence (střední byte)	0x83	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Počáteční frekvence (horní byte)	0x82	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Frekvenční přírůstek (dolní byte)	0x87	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Frekvenční přírůstek (střední byte)	0x86	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Frekvenční přírůstek (horní byte)	0x85	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Počet přírůstků (dolní byte)	0x89	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Počet přírůstků (horní byte)	0x88	0x0 - 0x01	pouze zápis
Doba ustálení (dolní byte)	0x8B	0x0 - 0xFF	pouze zápis
Doba ustálení (horní byte)	0x8A	0x0 - 0x01	pouze zápis
Status registr	0x8F	0x1 - platná teplotní data 0x2 - platná impedanční data 0x4 - měření impedance dokončeno	pouze čtení
Teplotní data (dolní byte)	0x93	0x0 - 0xFF	pouze čtení
Teplotní data (horní byte)	0x92	0x0 - 0x3F	pouze čtení
Reálná složka (dolní byte)	0x95	0x0 - 0xFF	pouze čtení
Reálná složka (horní byte)	0x94	0x0 - 0xFF	pouze čtení
Imaginární složka (dolní byte)	0x97	0x0 - 0xFF	pouze čtení
Imaginární složka (horní byte)	0x96	0x0 - 0xFF	pouze čtení

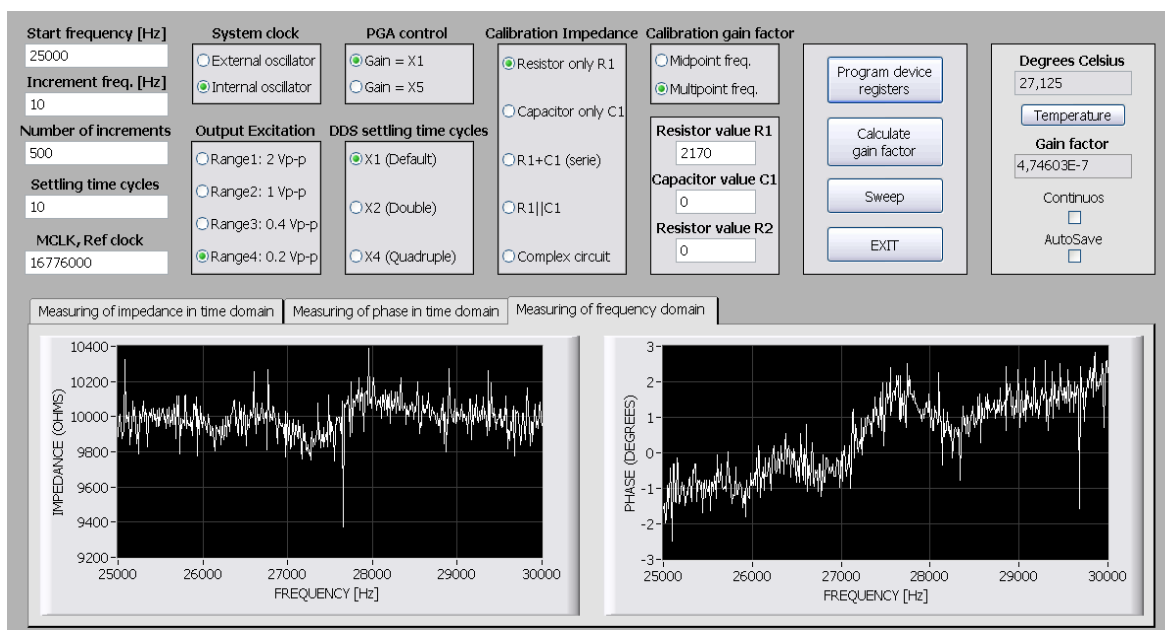
Příloha III – Příklady měření se softwarem k testovací desce s AD5933.



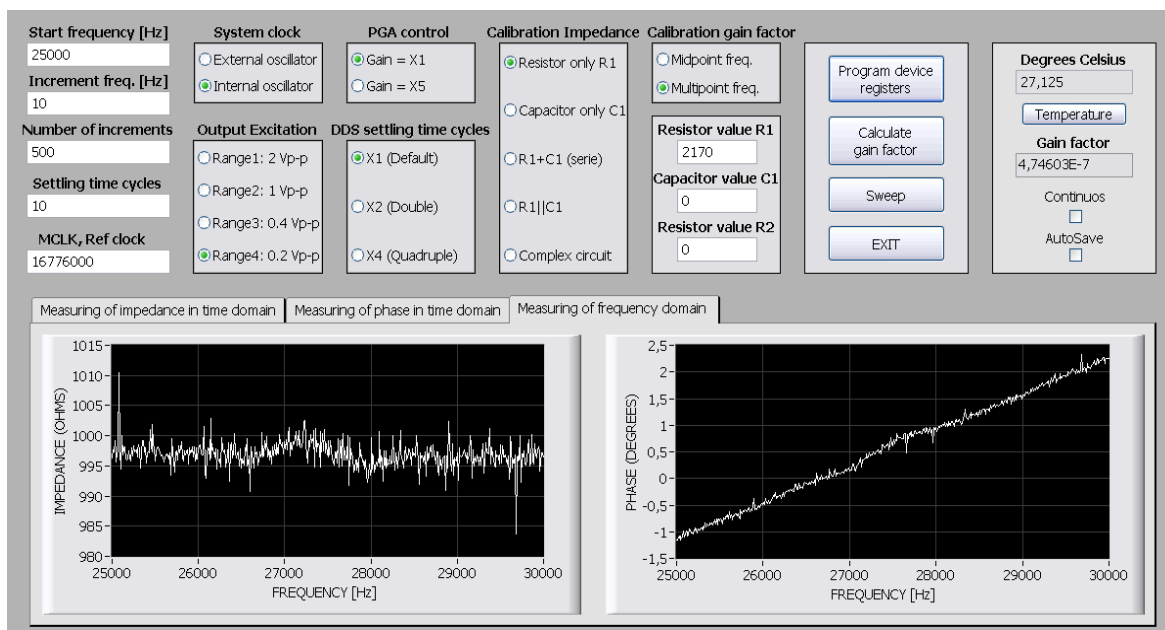
Obr. 57: Frekvenční měření rezistoru 10 kΩ +/- 5%, 50 frekvenčních přírůstků.



Obr. 58: Frekvenční měření rezistoru 1 kΩ +/- 0,1%, 50 frekvenčních přírůstků.



Obr. 59: Frekvenční měření rezistoru 10 kΩ +/- 5%, 500 frekvenčních přírůstků.



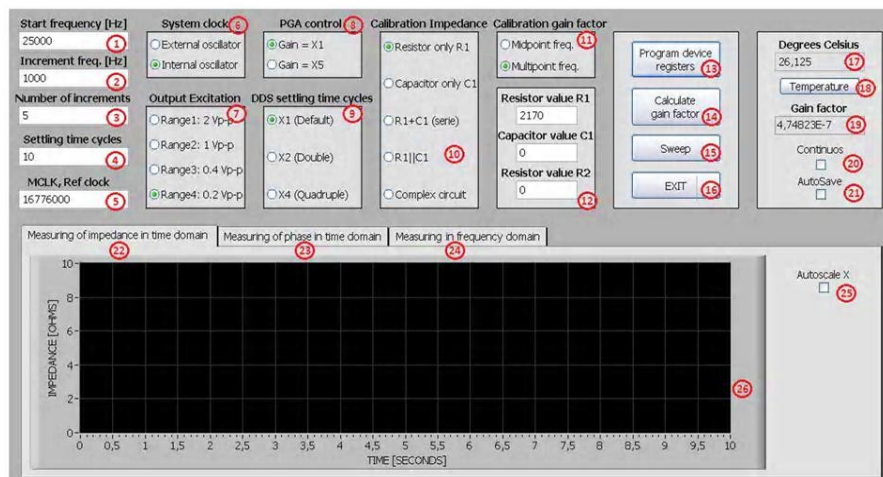
Obr. 60: Frekvenční měření rezistoru 1 kΩ +/- 0,1%, 500 frekvenčních přírůstků.

Příloha IV – Uživatelský manuál k softwaru zkušební desky s AD5933.

UŽIVATELSKÝ MANUÁL

AD5933 Evaluation Board Measuring Software

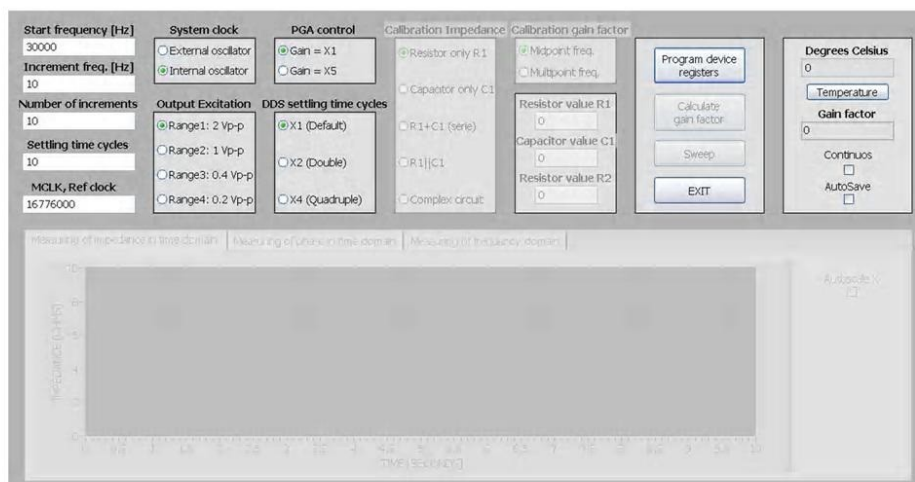
1 Popis ovládacích prvků programu



Obr. 1: Grafické uživatelské rozhraní programu (GUI).

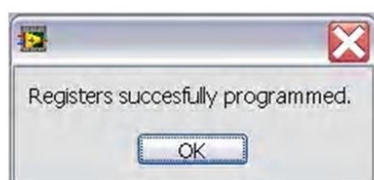
- Nastavení počáteční frekvence měření impedance (Hz). Jedná se o 24bitovou hodnotu.
- Nastavení o jaký frekvenční přírůstek se bude frekvence měnit (Hz). Opět jde o 24bitovou hodnotu.
- Nastavení počtu frekvenčních přírůstků. Maximální hodnota je 511.
- Nastavení délky doby ustálení, jak dlouho se měří jedna hodnota (cykly oscilátoru). Maximální hodnota je 511.
- Nastavení jmenovité frekvence oscilátoru (Hz). Interní oscilátor o frekvenci 16 MHz.
- Výběr mezi externím nebo interním oscilátorem.
- Nastavení napětíového rozsahu měřícího střídavého signálu (V).
- Výběr zesílení vstupního modulovaného signálu.
- Nastavení rozšíření délky doby ustálení.
- Výběr typu kalibrační impedance.
- Výběr typu kalibrace, typu vypočteného faktoru zesílení.
- Nastavení hodnoty kalibrační impedance (Ω , F).
- Tlačítko pro naprogramování obvodu AD5933 hodnotami prvků GUI 1-9.
- Tlačítko pro výpočet faktoru zesílení dle prvků GUI 10-12.
- Tlačítko pro začátek impedančního měření, je aktivní až po vypočtení faktoru zesílení.
- Tlačítko k ukončení programu.
- Zobrazení změřené teploty okolí ve stupních Celsia po stisku tlačítka GUI 18.
- Tlačítko, po jehož stisku bude odečtena hodnota teploty okolí z teplotního senzoru a zobrazena.
- Zobrazení vypočteného faktoru zesílení po stisku tlačítka GUI 14.
- Zapnutí/vypnutí kontinuálního měření impedance v čase.
- Povolení ukládání dat do textového souboru dle výběru uživatele.
- Měření impedance v časové doméně.
- Měření fáze v časové doméně.
- Jednorázové měření ve frekvenční doméně (grafy impedance a fáze).
- Zapnutí/vypnutí automatického rozlišení grafů.
- Oblast grafů.

2 Postup při práci s programem



Obr. 2: Program po spuštění.

Pro měření je nutné desku s AD5933 naprogramovat s nastavenými hodnotami dle volby uživatele. Nastavme požadovanou startovací frekvenci měření, přírůstkovou frekvenci, počet přírůstků a dobu ustálení v cyklech oscilátoru. V dalším kroku je nutné nastavit původ oscilátoru, a pokud je nastaven externí oscilátor je nutné specifikovat jeho kmitočet, pro interní oscilátor je to daných 16 MHz. Dále by mělo být nastaveno napětí měřicího signálu (standardně 1 Vpp) a zesílení (obvykle X1). Posledním parametrem, který je nastavován je rozšíření doby ustálení (obvykle X1). Poté co jsme vše nastavili dle našich požadavků, stiskneme tlačítko **Program device registers**.



Obr. 3: Registry úspěšně programovány.

Pokud se zařízení úspěšně naprogramuje s námi zvolenými hodnotami, program nás o tom informuje oknem z obrázku Obr. 3. Po zavření informačního okna se v programu zpřístupní ovládací část pro kalibraci obvodu AD5933 (viz Obr. 4).

Pro kalibraci je možno použít obyčejný rezistor, kondenzátor, jejich paralelní nebo sériové kombinace nebo komplexního obvodu s více rezistory a jedním kondenzátorem. Vybraný prvek musí být v době kalibrace připojen na měřicí svorky desky s AD5933 a hodnoty rezistorů a kondenzátoru musí být vepsány do pravé části kalibračního panelu. V neposlední řadě může být zvoleno mezi jednobodovou a vícebodovou kalibrací, kdy vícebodová je z principu kvalitnější, ale déle trvající při velkém množství frekvenčních přírůstků. Po nastavení všech hodnot kalibrace můžeme stisknout tlačítko **Calculate gain factor**. Operace může chvíli trvat.

The screenshot shows a control panel for calibration. It is divided into two main sections: 'Calibration Impedance' and 'Calibration gain factor'.
 Under 'Calibration Impedance', there are five radio button options: 'Resistor only R1' (selected), 'Capacitor only C1', 'R1+C1 (serie)', 'R1||C1', and 'Complex circuit'.
 Under 'Calibration gain factor', there are two radio button options: 'Midpoint freq.' (selected) and 'Multipoint freq.'. Below these are three input fields: 'Resistor value R1' with the value '0', 'Capacitor value C1' with the value '0', and 'Resistor value R2' with the value '0'.

Obr. 4: Ovládací část kalibrace.



Obr. 5: Úspěšná kalibrace.

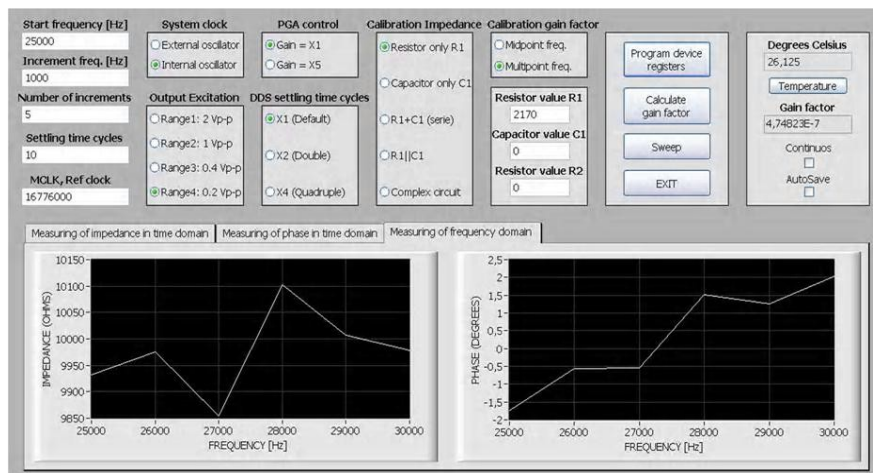
odpojit kalibrační impedanci a poté připojit chtěnou měřenou impedanci. Teplota okolí může být měřena i bez kalibrace a to pomocí tlačítka **Temperature**. Pokud nyní stiskneme tlačítko **Sweep**, bude provedeno měření na námi nastavených frekvencích, jimiž jsme naprogramovali AD5933. Naměřené hodnoty se objeví v třetí záložce grafů (viz Obr. 7). Takto naměřené hodnoty lze také ukládat do souboru, stačí zatrhnout volbu **AutoSave** (Obr. 6) a znovu stisknout tlačítko **Sweep**.

Po úspěšné kalibraci jsme informováni informačním oknem (Obr. 5), po jehož zavření se hodnota spočteného kalibračního zesilovacího faktoru zobrazí vpravo pod tlačítkem **Temperature** (Obr. 6). Je povoleno tlačítko **Sweep** a je odhalena oblast grafů, je možné již měřit chtěnou impedanci, ale nejdříve je nutné od svorek

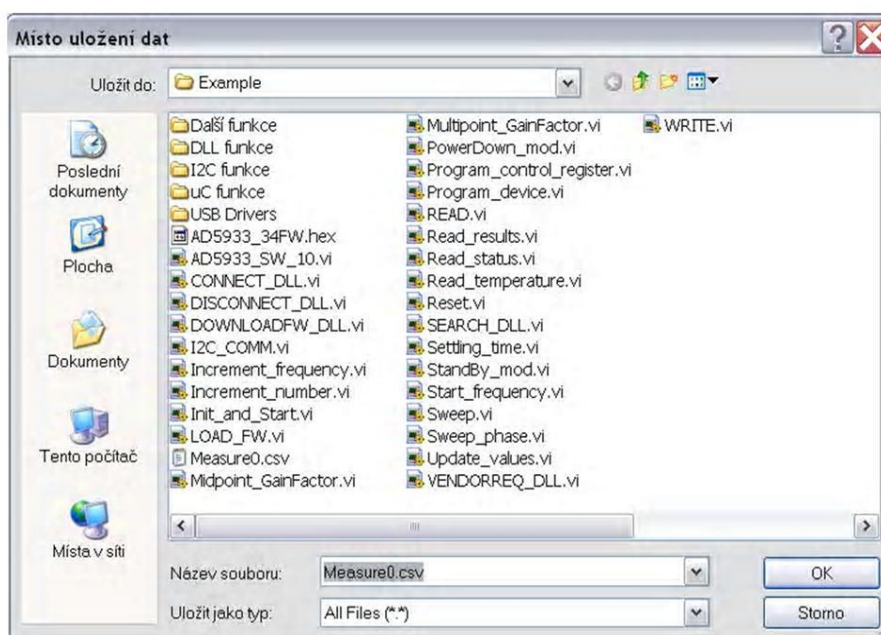
The screenshot shows a control panel for temperature and gain factor. It has two main sections: 'Degrees Celsius' and 'Gain factor'.
 Under 'Degrees Celsius', there is a text box showing '26,125' and a button labeled 'Temperature'.
 Under 'Gain factor', there is a text box showing '4,74823E-7'. Below this are two checkboxes: 'Continuous' (unchecked) and 'AutoSave' (checked).

Obr. 7: Zatrhnutí volby AutoSave.

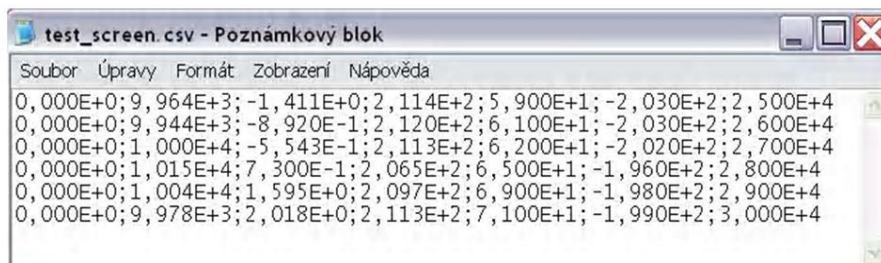
Po zatržení volby **AutoSave** a stisku tlačítka **Sweep** se objeví okno k výběru souboru (Obr. 8), kde budou naměřená data uložena, po zvolení souboru a zavření tohoto okna bude realizováno samotné měření a data pak budou v příslušném souboru ve formátu dle obrázku Obr. 9. Při ukládání do již existujícího souboru se program uživatele ptá, zda má dojít k přepsání stávajícího souboru, proto je nutné dávat pozor při volbě souboru a jeho názvu.



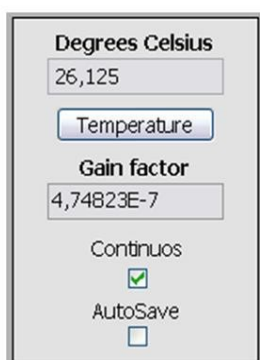
Obr. 7: Jednoduché frekvenční měření, měření teploty.



Obr. 8: Výběr souboru pro ukládání dat.

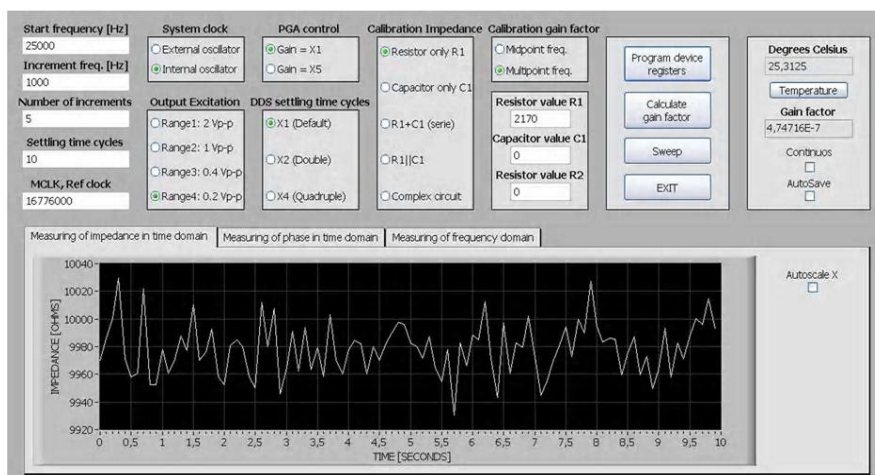


Obr. 9: Jednoduché frekvenční měření, struktura uložených dat.



Poslední možnost měření je měření impedance a fáze v čase, tedy kontinuální měření. K realizaci takového měření je nutné před stiskem tlačítka **Sweep** zatrhnout volbu **Continuous** (viz Obr. 10) a poté pokud je stisknuto tlačítko **Sweep**, pak je měření započato. Pro ukončení kontinuálního měření je nutné volbu **Continuous** odtrhnout. Pokud je zároveň zatržena volba **AutoSave**, pak stejně jako u jednoduchého frekvenčního měření je uživatel vyzván k volbě souboru a poté jsou data ukládána do daného souboru. Data z kontinuálního měření jsou také zobrazována v oblastech grafů, které souvisí s měřením v čase (viz Obr. 11).

Obr. 10: Zatrnutí volby Continuous.



Obr. 11: Zobrazení kontinuálně naměřených dat impedance.